

Vergleich der Übertragungsgenauigkeiten konventioneller und digitaler Implantatabformungen

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Jan-Wilhelm Billig

aus Paderborn

Gießen 2019

Vergleich der Übertragungsgenauigkeiten konventioneller und digitaler Implantatabformungen

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Jan-Wilhelm Billig

aus Paderborn

Gießen 2019

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: PD Dr. Marian Kampschulte

Tag der Disputation: 16.10.2019

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Ziel der Arbeit.....	2
3	Literaturübersicht.....	3
3.1	Allgemeine Informationen über zahnärztliche Implantate	3
3.2	Die konventionelle Fertigung von Zahnersatz.....	5
3.3	Die konventionelle Implantatabformung und Modellherstellung.....	6
3.3.1	Abformmaterialien	7
3.3.2	Abformtechniken.....	9
3.3.3	Implantatabformung	10
3.3.4	Passiver Sitz der hergestellten Versorgung.....	12
3.4	Die digitale Fertigung von Zahnersatz	13
3.4.1	Übersicht der CAD/CAM-Prinzipien.....	15
3.5	Die digitale Implantatabformung und Modellherstellung	16
3.5.1	Der digitale Herstellungsweg der Implantatprothetik	16
3.5.2	Intraoralscanner	17
3.5.3	Datenverarbeitung	20
3.5.4	Scanbodies.....	21
3.6	Messmethoden zur Dimensionstreuung von Abformungen.....	22
3.6.1	Messverfahren	23
3.6.2	Messbereich.....	24
3.7	Übersicht der Studienlage zum Vergleich der Genauigkeit.....	25
4	Material und Methode.....	32

4.1 Übersicht über den Studienaufbau	32
4.2 <i>In vitro</i> verwendete Materialien und Apparaturen.....	32
4.2.1 Implantate.....	32
4.2.2 Implantat-Urmodell	32
4.2.3 Referenzschlüssel	35
4.2.4 Individueller Abformlöffel.....	35
4.2.5 Abformpfosten	36
4.2.6 Abformmaterial	36
4.2.7 Laboranaloga.....	37
4.2.8 Gips	37
4.2.9 Scanbodies.....	37
4.2.10 Intraoralscanner	39
4.3 <i>In vitro</i> Ablauf	39
4.3.1 Rahmenbedingungen	39
4.3.2 Versuchsdurchführung	39
4.4 <i>In vitro</i> Auswertung	41
4.4.1 Vermessung und Auswertung des Referenzschlüssels.....	41
4.4.2 Vermessung und Auswertung der konventionellen Modelle	44
4.4.3 Vermessen und Auswertung der digitalen Modelle	44
4.4.4 Statistische Analyse.....	44
4.5 <i>In vivo</i> verwendete Materialien.....	45
4.5.1 Implantate.....	45
4.5.2 Metall Referenzschlüssel.....	45
4.5.3 Individueller Abformlöffel.....	46
4.5.4 Laboranaloga.....	46

4.5.5 Gips	46
4.6 <i>In vivo</i> Ablauf und Auswertung	46
4.6.1 Rahmenbedingungen	46
4.6.2 Probanden/Patienten	46
4.6.3 Klinischer Ablauf	47
4.6.4 <i>In vivo</i> Auswertung	49
5 Ergebnisse	50
5.1 <i>In vitro</i> Ergebnisse	50
5.1.1 Vergleich aller Methoden	51
5.1.2 Referenzschlüssel	53
5.1.3 Konventionelle Abformungen	57
5.1.4 Digitale Abformungen	58
5.2 <i>In vivo</i> Ergebnisse	61
5.2.1 Patient 1	62
5.2.2 Patient 2	63
5.2.3 Patient 3	64
5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse	66
6 Diskussion	67
6.1 Diskussion der Methoden	67
6.1.1 <i>In vitro</i>	67
6.1.2 <i>In vivo</i>	76
6.2 Diskussion der Ergebnisse	80
6.2.1 <i>In vitro</i>	80
6.2.2 <i>In vivo</i>	88

6.3 Klinische Relevanz und Einordnung der Ergebnisse.....	90
6.4 Schlussfolgerung.....	92
7 Zusammenfassung	93
8 Summary.....	94
9 Literaturverzeichnis	95
10 Anhang.....	108
10.1 Tabellen.....	108
10.2 Votum der Ethik-Kommission	110
10.3 Abbildungsverzeichnis	111
10.4 Tabellenverzeichnis	113
11 Erklärung	114
12 Danksagung	115
13 Lebenslauf.....	117

1 Einleitung

Durch Zahnverlust entstehende Lücken werden aktuell häufiger mit Implantaten und darauf befestigtem Zahnersatz rehabilitiert als noch vor zwanzig Jahren. Dies zeigt die fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie ^[25]. Für die Herstellung eines langlebigen Zahnersatzes muss die intraorale Situation des Patienten möglichst exakt auf ein Modell übertragen werden. Dies kann über eine konventionelle Abformung, über ein aushärten-des Abformmaterial oder eine optische, digitale Abformung geschehen ^[184, 185]. Um die Übertragungsgenauigkeit der verschiedenen Verfahren beurteilen zu können, muss das konventionelle oder digitale Modell mit einer Referenz verglichen werden. *In vitro* kann dafür ein Referenzmodell verwendet werden. Unter *in vivo* Bedingungen gestaltet es sich jedoch auf Grund fehlender intraoraler Referenzpunkte problematisch, eine hochgenaue Referenz zu erheben. Daher liegen aktuell nur wenige Studien vor, welche eine adäquate Methodik zur Untersuchung der Übertragungsgenauigkeit untersuchen ^[13, 120].

Da bei einer schlechten Passung der Versorgung am Implantat eine Entzündungsreaktion entstehen kann, welche in letzter Konsequenz zum Implantatverlust führt, ist die Übertragungsgenauigkeit der Implantatposition auf das Modell von großer Wichtigkeit ^[2, 61]. Eine identische Reduplikation der oralen Strukturen sowie der Implantatpositionen ist auch heutzutage, trotz der Weiterentwicklung und Verbesserung der Materialien und Methoden, noch nicht vollständig möglich ^[16, 44, 139]. Gerade unter klinischen Bedingungen haben zudem mehrere Faktoren Einfluss auf die Informationsübertragung jeglicher Abformmethoden ^[22, 126]. Da die Verwendung von Intraoralscannern in den letzten Jahren anstieg, jedoch nur wenige Studien die Übertragungsgenauigkeit mit Hilfe einer Referenz zwischen digitaler und konventioneller Abformung untersuchen, ist ein direkter Vergleich zwischen beiden Methoden wünschenswert ^[91, 140, 182].

Zur Beurteilung der Übertragungsgenauigkeit bei der natürlichen Bezahnung untersuchten *KUHR et al.* einen Referenzschlüssel, welcher klinisch akzeptable Ergebnisse zeigte ^[92]. Dieser wurde für die Anwendung auf Implantaten in der vorliegenden Studie weiter entwickelt. Ziel war es daher, zunächst eine Aussage über die *in vitro* Übertragungsgenauigkeit aller Methoden (Referenzschlüssel, konventionelle und digitale Abformung) zu treffen. Im *in vivo* Versuch sollte durch den Referenzschlüssel eine Aussage über die Übertragungsgenauigkeit der konventionellen und digitalen Ganzkieferabformung im klinischen Gebrauch getroffen werden.

2 Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Übertragungsgenauigkeit der Implantatposition der konventionellen gegenüber der digitalen Implantatabformung am ganzen Kiefer sowohl im *in vitro* Experiment, als später auch *in vivo* zu untersuchen. Zudem wurde untersucht, ob ein *in vitro* verwendeter Metallschlüssel auch *in vivo* als Referenz verwendet werden kann. Verglichen wurden die Übertragungsgenauigkeiten der digitalen Abformungen des *TRIOS 3* Intraoralscanners (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) gegenüber einer konventionellen Implantatabformung (*Impregum Penta*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) in Bezug auf ein Referenzmodell. Im *in vivo*-Versuchsteil diente der Referenzschlüssel zur Übertragung der Patientendimension und zum Vergleich der digitalen und konventionellen Abformung.

Es liegen bisher wenige Studien vor, die die Abformgenauigkeit von Ganzkieferimplantatabformungen am Menschen untersuchen. In der vorliegenden Studie wurde eine Methode entwickelt und *in vitro* geprüft, mit der eine mögliche Dimensionsveränderung in den später hergestellten Modellen aufgezeigt werden kann. Durch eine intraorale Verschlüsselung der Implantatpositionen über Abformpfosten konnte eine Referenz geschaffen werden.

In der späteren Auswertung wurden mit den ermittelten Implantatpositionen

- 1) lineare Distanzänderungen bei allen untersuchten Methoden und
- 2) Achsänderungen und Streckenabweichungen beim Referenzschlüssel *in vitro* ermittelt.

Folgende Nullhypothese wurde formuliert: In Bezug auf die drei untersuchten Parameter (lineare Distanzänderung, Achsänderungen und Streckenabweichungen) besteht sowohl *in vitro* als auch *in vivo* kein Unterschied zwischen Referenzschlüssel, der konventionellen und der digitalen Abformung.

3 Literaturübersicht

3.1 Allgemeine Informationen über zahnärztliche Implantate

In den 60er Jahren des 20. Jahrhunderts inserierte *BRÄNEMARK* die ersten dental enossalen Titan-Implantate am Menschen. Heute hat sich die Implantatprothetik in der Zahnmedizin etabliert [41, 73, 112, 178, 180]. Es konnten erstmals Einzelzahnücken ohne Nachbarzähne zu beschleifen und zahnlose Kiefer mit festsitzenden Versorgungen zahnmedizinisch rehabilitiert werden. Da es durch die Kaubelastung um die Implantate in sonst zahnlosen Kiefern zu einer geringeren Knochenresorption als bei zahnlosen Abschnitten kommt und irreversibler Substanzabtrag an Zähnen vermieden werden kann, stellt dies einen großen Vorteil dar. So kann ein Patient bei mehreren Schaltücken komfortabler mit festsitzendem statt herausnehmbaren Zahnersatz rehabilitiert werden [7, 88, 107, 146, 178].

Der generelle Aufbau eines Implantates ist in Abb. 1 beschrieben [146, 180].



Abb. 1: Aufbau eines wurzelförmigen Implantates am Beispiel eines *T3 Non-Platform Switched Certain Tapered Implantates* (Biomet 3i, Palms Garden, USA)

- 1.) Mukosaintegrierter Bereich mit Innensechskant zur Rotationssicherung
- 2.) Implantatschulter
- 3.) Innenliegendes Gewinde zur Verschraubung des Abutments
- 4.) Enossal integrierter Bereich mit Außengewinde

Durchmesser und Länge der Implantate variieren, je nach Hersteller, zwischen drei bis sechs bzw. fünf bis fünfzehn mm. Implantate mit einer Länge von weniger als acht mm werden dabei als *kurze Zahnimplantate* bezeichnet ^[43, 178, 180]. Es existieren verschiedene Implantatformen. Am häufigsten werden wurzelförmige Schraubenimplantate inseriert, da sich in ihnen die besten Langzeitüberlebensraten zeigten ^[21].

Für den langfristigen Erfolg kommt der Zusammenarbeit und Planung zwischen Chirurgie, in Form von Implantatposition, und Prothetik, in Form der späteren das Implantat versorgenden Suprakonstruktion, ein hoher Stellenwert zu. Etabliert hat sich dabei das sogenannte *Backward-planning*. Es wird zunächst die bestmögliche Position der späteren prothetischen Versorgung ermittelt. Daraufhin werden die Implantate entsprechend geplant und inseriert ^[39, 177, 178, 187]. Im Anschluss an die Planung der Position des Implantates wird bei der Implantation die Schleimhaut oberhalb dieser Region eröffnet und über verschiedene Bohrungen Platz im Knochen für das Implantat geschaffen. Dieses wird anschließend mit einem definierten Drehmoment inseriert ^[146, 178]. Durch die so geschaffene feste Verbindung (*Primärstabilität*) soll eine vollständige Osseointegration begünstigt werden. Diese beschreibt das ankylotische Verwachsen des Implantats mit den knöchernen Strukturen. Die Einheilungszeit beträgt im Unterkiefer drei bis vier, im Oberkiefer vier bis sechs Monate ^[41, 107, 146, 178].

Die Suprakonstruktion kann in Form eines Steges, einer Krone, Brücke oder Primärkrone für Teleskope mannigfaltig gestaltet sein und wird über ein sogenanntes Abutment mit dem Implantat verbunden ^[146]. Neben einteiligen Suprakonstruktionen direkt auf dem Implantat kann die Suprakonstruktion durch eine Verschraubung oder Zementierung mit dem Abutment verbunden sein. In Übersichtsarbeiten von *SAILER et al.* und *STAUBLI et al.* zeigte die Zementierung eher biologische Probleme in Form von Entzündungen mit möglichem Knochenrückgang und Implantatverlust, die Verschraubung mechanische Probleme. Wegen der leichteren Beherrschbarkeit bei Problemen wird trotzdem eine Verschraubung empfohlen ^[154, 165].

Die generelle Überlebensrate von Implantaten beträgt bei Studien von *JEMT et al.* nach einem Jahr ca. 98-99% und sinkt bei *ADELL et al.* nach fünf bis zehn Jahren auf 95%. Die Überlebensrate wird vom Längenverhältnis des Implantates zur versorgenden Suprakonstruktion sowie von der okklusalen Belastung beeinflusst. Ebenso müssen orale Hygiene und Gewohnheiten des Patienten, wie zum Beispiel Tabakkonsum, als wichtige Faktoren mit einbezogen werden ^[3, 52, 79, 125, 169].

3.2 Die konventionelle Fertigung von Zahnersatz

Für die Anfertigung von feststehendem Zahnersatz hat sich über Jahrzehnte eine Vorgehensweise in mehreren Schritten bewährt und etabliert, die eine enge Zusammenarbeit zwischen Zahnarzt und Zahntechniker erfordert. Ziel ist hierbei die präzise Übertragung oraler Strukturen aus dem Mund des Patienten auf eine Modellsituation. Durch akkuraten Zahnersatz kann der Patient bestmöglich und langfristig rehabilitiert werden ^[182]. Am Beispiel einer konventionellen Kronenversorgung wird zunächst der zu versorgenden Zahn beschliffen und für die Abformung vorbereitet. Für die Abformung stehen mehrere Techniken sowie Materialien zur Verfügung. Die genommene Abformung wird darauf folgend im zahntechnischen Labor als Gipsmodell ausgegossen. Auf diesem wird im Anschluss der Zahnersatz hergestellt. Dieser wird zunächst in Wachs modelliert, anschließend in eine metallische oder keramische, definitive Restauration überführt und ausgearbeitet. Es folgt die Anprobe und das Einsetzen am Patienten. Die Vielschichtigkeit der Arbeitsschritte in der Fertigung birgt ein hohes Fehlerquellenpotential. Diese Arbeitsschritte können sich im weiteren Verlauf stark auf die Genauigkeit auswirken. Im Besonderen die Schritte der Abformung und Modellherstellung stellten sich in Untersuchungen als anfällig für Fehler heraus ^[16, 100, 139, 187]. In Abb. 2 sind exemplarisch die einzelnen Arbeitsschritte des Herstellungswegs der konventionellen Fertigung einer Krone dargestellt.

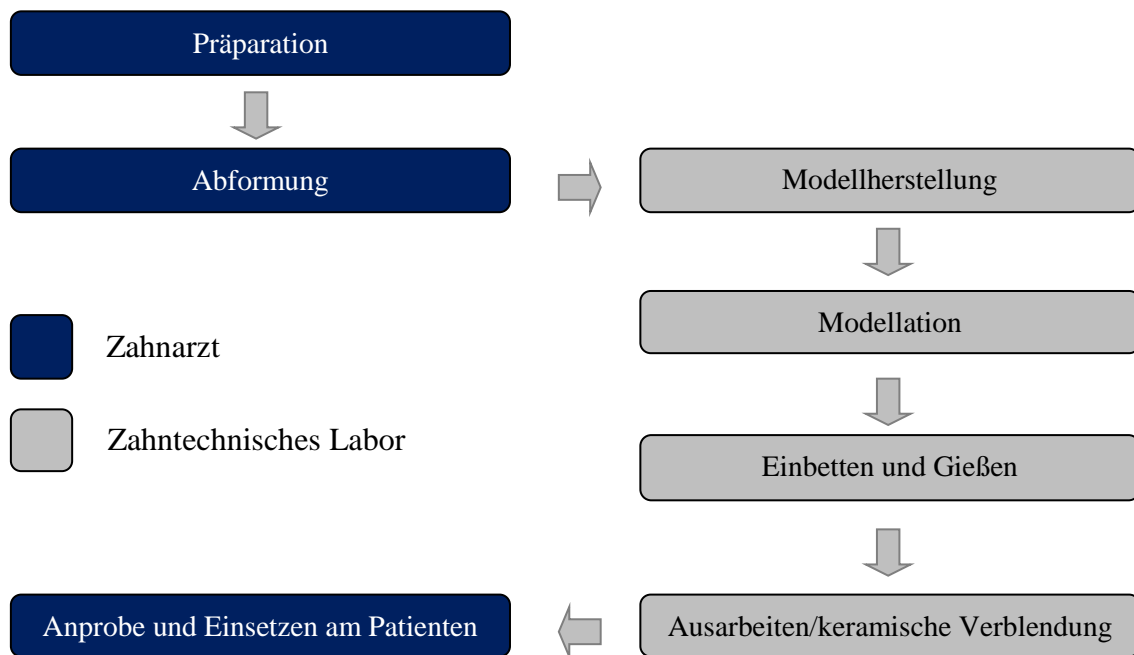


Abb. 2: Arbeitsschritte für die konventionelle Fertigung von Zahnersatz

3.3 Die konventionelle Implantatabformung und Modellherstellung

Aufgrund der vorliegenden Studie wird im Folgenden näher auf die konventionelle Implantatabformung eingegangen.

Nach Insertion, Osseointegration bzw. Einheilung und röntgenologischer Überprüfung des Implantats erfolgt die minimalinvasive Freilegung ^[146, 178]. Dies ist vorbereitend für die folgende Implantatabformung notwendig. Ziel dieser Abformung ist es, die exakte Implantatposition zur späteren Gipsmodellherstellung zu übertragen. Die Implantatposition wird durch einen Abformpfosten abgegriffen. Dieser wird auf das Implantat aufgeschraubt. Durch sein Negativ in der Abformung kann die Position auf ein Gipsmodell übertragen werden ^[146]. Die Abformung kann mit verschiedenen Techniken und Materialien erfolgen ^[94, 127, 188]. Grundsätzlich wird auch bei der Implantatabformung eine Abformmasse auf einen meist individuell gestalteten Löffel in den Patientenmund eingebracht. Dieser wird über die intraoral abzuformenden anatomischen Strukturen und den Abformpfosten positioniert. Aufgrund einer chemischen Reaktion (*Polymerisation*) geht die Abformmasse in einen starren Zustand über und wird dann mit dem Löffel wieder aus dem Mund herausgenommen ^[1, 16, 148, 182, 185]. Mit Hilfe der Abformung kann der Zahntechniker das Arbeitsmodell anfertigen. Auf diesem wird der implantatgetragene Zahnersatz gefertigt ^[36]. Das Implantat wird auf seiner Position über ein sogenanntes Laboranalog (siehe Abb. 3) ersetzt, welches vor der Modellherstellung auf die Abformpfosten geschraubt wurde ^[181].



Abb. 3: Laboranalog mit gleichem inneren Aufbau wie das Implantat, zudem eine Oberfläche für optimale Retention im Gips

Im Anschluss erfolgt im mehrschrittigen Verfahren die Herstellung des Zahnersatzes. Nach der Fertigstellung der Versorgung erfolgt die Anprobe am Patienten und dann das definitive Einsetzen ^[44, 148].

Wie in Abb. 2 dargestellt ist die Abformung nur einer von mehreren Arbeitsschritten. Laut *WÖSTMANN* hat sie allerdings einen sehr hohen Stellenwert für die Genauigkeit des hergestellten Zahnersatzes ^[107, 182, 183, 185]. Für die konventionelle sowie die Implantatabformung gelten die gleichen Anforderungen. Bei der Abformung gemachte Fehler können in den nachfolgenden Arbeitsschritten nicht korrigiert werden, weswegen fehlerhafte Abformungen wiederholt werden müssen ^[16, 100, 139, 184]. Fehlervermeidung und eine geringere Streuung der Ergebnisse kann durch die Standardisierung sämtlicher Arbeitsprozesse erreicht werden ^[1, 16, 182]. Die Abformgenauigkeit wird dabei sowohl von Material- als auch Verarbeitungsfaktoren beeinflusst. *WÖSTMANN* stellte zudem fest, dass klinische Parameter, wie zum Beispiel die parodontale Gesundheit oder die Lage der Präparationsgrenze erfolgsentscheidend für die Abformung sind ^[182, 185]. *LU-THARDT et al.* kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Materialwahl eine geringere Auswirkung auf die Abformung hat als die Beachtung klinischer Parameter, Abformtechnik und die Erfahrung des Behandlers ^[100].

Daher sind sowohl die verschiedenen Abformmaterialien wie auch die Techniken bei implantatgetragenen Zahnersatz Gegenstand aktueller Studien in Bezug auf die Genauigkeit ^[4, 17, 56, 83, 109, 120, 136].

3.3.1 Abformmaterialien

Aktuell haben sich sowohl für Präzisions- als auch Implantatabformungen die Elastomere Polyether und Silikone durchgesetzt ^[1, 176].

Aufgrund der Verwendung in der vorliegenden Studie wird im Folgenden näher auf das Polyether-Abformmaterial eingegangen.

Anforderungen und Eigenschaften

Als obligate Anforderung an ein Abformmaterial gilt Genauigkeit durch Elastizität, Dimensionstreue, Oberflächenreproduktion, Hydrophilie sowie Biokompatibilität. Durch diese Anforderungen kann der Übertragungsfehler möglichst gering gehalten werden ^[16, 44, 67, 139, 182, 184, 185]. Weitere Anforderungen an Abformmaterialien sind zudem, neben einer einfachen Verarbeitung, eine geeignete Konsistenz, Abbindezeit, Desinfizierbarkeit und Lagerfähigkeit sowie angenehmer Geschmack und Geruch ^[1, 148, 183].

Das Herausnehmen einer Abformung über Strukturen mit Unterschnitten im Mund kann zu einer Stauchung des Materials führen. Durch eine hohe Elastizität des Abformmaterials kann die Stauchung verringert werden. Idealerweise sollte sich das Material dabei vollkommen zurückstellen. Der elastische Anteil ist umso größer, je fortgeschrittener der Polymerisationsgrad des Materials ist. Klinisch erfolgt die elastische Rückstellung innerhalb von dreißig Minuten bis zwei Stunden. Das beste Rückstellvermögen zeigen die additionsvernetzenden Silikone (im Folgenden A-Silikone), darauf folgen in absteigender Reihenfolge Polyether und Polysulfide. Allerdings zeichnen sich alle verfügbaren Materialien durch ein reversibles viskoelastisches Verhalten aus. Die Entnahme der Abformung ist dadurch unweigerlich mit einer irreversiblen Umorganisation der Molekülketten verbunden, sodass eine geringe bleibende Verformung unausweichlich ist [16, 44, 107, 139, 148].

In Bezug auf das Schrumpfungsverhalten zeigen A-Silikone mit 0,15 % den kleinsten Dimensionsverlust, gefolgt von Polyethern (0,2 %). Mit 0,4 - 0,6% schrumpfen Polysulfide und kondensationsvernetzende Silikone (im Folgenden K-Silikone) wegen der Verdunstung von Nebenprodukten wie Wasser oder Alkohol am meisten. Aus diesem Grund haben sich A-Silikone und Polyether für Präzisionsabformungen durchgesetzt. Nach der Entnahme aus dem Mund sollte die Dimension weiter stabil bleiben, das Material keine Flüssigkeiten aufnehmen oder abgeben und die Abbindereaktion vollständig abgeschlossen sein [1, 67, 148, 182, 184].

Die Oberflächenreproduktion hängt im Wesentlichen von der Viskosität des Materials ab und ist umso genauer, je fließfähiger ein Material ist. Grund hierfür ist das bessere Anfließverhalten an die Strukturen bei geringerer Viskosität [67, 68].

Die Hydrophilie wird durch die chemischen Eigenschaften beeinflusst und durch den Kontaktwinkel von Abformmaterial zur abzuformenden Struktur gemessen [148].

Polyether

Polyether werden grundsätzlich als Paste-Paste-Systeme verwendet, bestehend aus Basis- und Katalysatorpaste. Das Anmischen erfolgt überwiegend maschinell mit einem Mischverhältnis von fünf Teilen Basispaste zu einem Teil Reaktionsbeschleuniger. Durch ein maschinelles Anmischen kann eine hohe Standardisierung erreicht werden. Die Basispaste enthält dabei neben dem polaren Etherpolymer mit reaktionsfreudigen Ethyleniminringgruppen auch SiO₂ als Füllstoffe und Weichmacher, welche die Konsis-

tenz mitbestimmen. Die Reaktionsbeschleunigerpaste enthält als Katalysator für die Vernetzungsreaktion aromatische Sulfonsäureester, Weichmacher und Füllstoffe. Durch die polaren Ethergruppen weist das Abformmaterial hydrophile Eigenschaften mit kleinem Kontaktwinkel und so ein exaktes Anfließverhalten auf ^[1, 148, 186].

Beim Vermischen von Basispaste und Katalysator startet eine Polyadditionsreaktion. Dabei öffnet der ionisierte Sulfonsäureester als kationischer Starter die Ethyleniminringgruppen eines Makromoleküls und verbindet sich mit ihnen. Durch die Öffnung wird die Ringgruppe ebenfalls zu einem Kation und kann so weitere Ringe öffnen. Durch das fortschreitende Verbinden aller freien Bindungsstellen des Ethyleniminrings härtet die Abformmasse aus. Der Aushärteprozess wird als eine *Snap-Set*-Reaktion bezeichnet, da der Übergang von plastisch zu starr sehr schnell verläuft ^[67, 148].

Der Vorteil von Polyethern für die Implantatabformung liegt in der hohen Endhärte und Haftung. Bei der anschließenden Desinfektion kann durch die Hydrophilie eine nachträgliche Wasseraufnahme und Dimensionsänderungen stattfinden ^[1, 100, 146, 148].

In einer Studie von *VADAPALLI et al.* konnte Impregum eine signifikant größere Dimensionsstabilität vorweisen als eine A-Silikon Monophase ^[173]. In einer Studie von *HOODS-MOONSAMMY et al.* konnte zwar die A-Silikon Monophase ein Referenzmodell am genauesten wiedergeben, jedoch wies die Polyether Monophase die höhere Präzision vor ^[74]. In einer Übersichtsarbeit stellte *BAIG* fest, dass A-Silikone und Polyether keine signifikanten Unterschiede bei der Genauigkeit aufweisen ^[14]. In einer Studie von *BAIG et al.* zeigte ein Vinylpolysiloxanether eine ebenfalls vergleichbare Abformgenauigkeit wie Polyether ^[15].

3.3.2 Abformtechniken

Die konventionelle Abformung kann ein- und zweizeitig, mit verschiedenen Phasen sowie mit unterschiedlichen Materialien durchgeführt werden.

Bei der einzeitigen Monophasenabformung wird nur ein Material verwendet. Der beschliffene Zahn bzw. Abformpfosten kann vor dem Einbringen des Löffels mit dem gleichen Material umspritzt werden.

Die Zweiphasenabformung kann einzeitig als Doppelmisch- oder Sandwichabformung durchgeführt werden. Bei der Doppelmischabformung wird auf dem Löffel eine knetbare Puttymasse oder hochvisköse Heavy-Body-Masse (Heavy-Body-Wash-Technik) appliziert und der Zahn mit einem niedrig viskösen Material umspritzt. Als Vorteil ist die

höhere Dimensionsgenauigkeit zu nennen. Die lange Verarbeitungszeit kann jedoch zu endogenen Spannungen innerhalb des Materials führen. Ebenso sind Fließnasen durch die unterschiedlichen Viskositäten nicht ausgeschlossen. Alternativ kann die Sandwich-Technik verwendet werden, bei dieser wird die dünnfließende Masse direkt auf das Löffelmaterial appliziert ^[139, 148].

Bei der zweizeitigen zweiphasigen Korrekturabformung wird zunächst eine Putty-Vorabformung genommen, welche in einem weiteren Schritt mit einer dünnfließenden Phase korrigiert wird. Vorteilhaft ist das Darstellen subgingivaler Bereiche durch den hohen Staudruck in der zweiten Phase. Als Nachteil zeigt sich, dass die Strukturen durch die Stauchung in der Abformung zunächst verkleinert dargestellt werden. Zudem wird für das Prozedere mehr Zeit benötigt ^[16, 100, 146, 182].

In einer Übersichtsarbeit von *LUTHARDT et al.* zeigten sich für die verschiedenen Abformverfahren gegensätzliche Aussagen über die Genauigkeit bei verschiedenen *in vitro* Studien. Die Doppelmischabformung mit Putty-Material zeigte einen signifikant negativen Einfluss auf die Genauigkeit bei mehreren Studien. Die Monophasenabformung hatte in mehreren Studien einen signifikant positiven Einfluss, bei der Korrekturabformung zeigten sich gegensätzliche Aussagen ^[100]. Bei *in vivo* Untersuchungen wird aus praktischen Gründen meist der marginale Randspalt der angefertigten Restauration gemessen. Hierbei wies in einer Studie von *WÖSTMANN et al.* die Korrekturabformung die höchste Genauigkeit auf. Auch zeigte sich, dass die *in vitro* erreichten 50 µm Randspalt *in vivo* nicht reproduzierbar waren ^[185]. In einer weiteren *in vivo* Studie von *LUTHARDT et al.* zeigte die Monophasenabformung die präzisesten Ergebnisse ^[103].

3.3.3 Implantatabformung

Im Kontext der vorliegenden Studie soll im Folgenden näher auf die Technik der Implantatabformung eingegangen werden. Es sind dabei drei Techniken etabliert: Die Pickup-Technik (direkte Methode), die Repositionstechnik (indirekte Methode) und die Abformung über einem beschliffenen Abutment. Bei den beiden ersten Techniken wird vor der Abformung ein Abformpfosten mit dem Implantat verschraubt.

Pickup-Abformung (direkte Methode)

Vor der Pickup-Abformung wird auf dem Modell einer Situationsabformung ein individueller Löffel hergestellt. Dieser ist in den Regionen der Implantate offen gestaltet und sollte zur besseren Stabilität kaminförmig gestaltet sein. Die Abformung kann ein- oder

zweiphasig mit verschiedenen Materialien durchgeführt werden. Die Abformpfosten werden vor der Entnahme der Abformung aus dem Patientenmund gelöst. Sie verbleiben in der Abformmasse und übertragen direkt die Implantatposition ^[38, 41, 44, 107].

Die Literatur über die Genauigkeiten der verschiedenen Techniken der Implantatabformung kommt zu unterschiedlichen Ergebnissen. Verglichen werden bei Studien meist die Pickup-Abformtechnik und Repositionstechnik. In einer Studie von *WÖSTMANN et al.* zeigte die Pickup-Technik signifikant genauere Ergebnisse als die Repositionstechnik ^[188]. Im Gegensatz dazu zeigte sich in einer Studie von *DEL'ACQUA et al.*, dass beide Techniken keine signifikanten Unterschiede in der Genauigkeit aufwiesen ^[37]. Zu diesem Ergebnis kamen auch *GALLUCI et al.* in einer *in vivo* Studie ^[57]. In einer Untersuchung von *HÄUßLING* stellte sich die Pickup-Abformung besonders bei stärker abgewinkelten Implantaten als die präziseste Abformtechnik dar ^[70]. In einer Übersichtsarbeit von *PAPASPYRIDAKOS et al.* zeigte sich, dass die Pickup-Abformtechnik besonders bei zahnlosen Kiefern genauer ist. Bei teilbezahnten Kiefern ergaben sich jedoch keine Unterschiede zwischen den Techniken ^[127].

Die Pickup-Abformtechnik wurde in einigen Studien durch eine Verblockung der Abformpfosten modifiziert. Durch die eingeschränkte Beweglichkeit der Pfosten sollte die Genauigkeit gesteigert werden. Dabei sind verschiedene Vorgehensweisen mit unterschiedlichen Ergebnissen beschrieben worden. *ELSHENAWY et al.* untersuchten eine Akrylatkunststoffschiene, die zunächst in einem Labor hergestellt, getrennt und später wieder verblockt worden war. Die Abformung war damit genauer als die unverblockten Abformungen ^[46]. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen *PAPASPYRIDAKOS et al.* in einer Studie, während *BAIG* und *YAMAMOTO et al.* keine erhöhte Genauigkeit von verblockten gegenüber unverblockten Implantatabformungen aufweisen konnten ^[14, 129, 190].

Repositionstechnik (indirekte Methode)

Im Gegensatz zur direkten Methode verbleibt der Abformpfosten zunächst im Mund des Patienten. Nach dem Herausschrauben der Pfosten werden diese in die negativen Impressionen der Abformung repositioniert und übertragen indirekt die Implantatposition. Laut *MARXKORS* sollten Abformpfosten mit möglichst wenig Unterschnitt bevorzugt verwendet werden. Bei unterschrittenen Abformpfosten kann es bei der Reposition zu einer größeren Stauchung der Abformung kommen ^[9, 21, 30, 44, 107, 127, 146, 181].

Die Repositionstechnik kann vorteilhaft sein, wenn die Mundöffnung des Patienten für die langen Schrauben der Pickup-Abformung zu klein ist oder der Patient einen starken Würgereiz aufweist [9, 98].

Konventionelle Abformung über beschliffenem Abutment

Wird eine konventionelle Abformung über einem beschliffenen Abutment durchgeführt, sind die gleichen Faktoren zu beachten wie bei der Abformung eines natürlichen, beschliffenen Zahnes. Hierbei entsteht wieder die Notwendigkeit einer detailgetreuen Abformung, wozu je nach Situation eine Korrektur-, Doppelmisch- oder Sandwichabformung zum Einsatz kommen kann [1, 16, 107, 182, 184, 185].

Heute findet diese Technik, auch aus zeitlichen Gründen, kaum noch Anwendung, da durch die konfektionierten Abformpfosten eine sehr gute Übertragungsgenauigkeit gewährleistet werden kann [9, 188].

3.3.4 *Passiver Sitz der hergestellten Versorgung*

Der *passive Sitz* beschreibt den spannungsfreien Sitz zwischen Implantatschulter und Abutment. Der natürliche Zahn besitzt durch den desmodontalen Spalt eine Eigenbeweglichkeit von 100-150 μm [2, 84, 178]. Da das Implantat ankylotisch mit dem Knochen verwachsen ist, liegt die Eigenbeweglichkeit, abhängig vom Knochen, bei nur noch etwa 10 μm [6, 31, 84]. Daher wirken sich Dimensionsfehler in der Implantatabformung und der späteren verschraubten Suprakonstruktion gravierender aus als bei festsitzendem zementiertem Zahnersatz auf natürlichen Zähnen. Bei diesem können über den 50 μm großen Zementspalt noch kleinere Ungenauigkeiten korrigiert werden [7, 81, 85, 112, 172]. Durch die korrekte Position der Suprakonstruktion wirken weniger große mechanische Dehnkräfte auf das Implantat und somit auf den Knochen. Werden zu große mechanische Kräfte auf den Knochen übertragen, kann dies zu Schraubenbrüchen, Knochenrückgang und in letzter Konsequenz zu einem Implantatverlust führen [7, 9, 11, 88, 105, 153].

In einer Übersichtsarbeit stellen KATSOULIS *et al.* dar, dass der *passive Sitz* ein viel-diskutiertes Thema in der Literatur ist [85]. BRÄNEMARK forderte zunächst eine maximale Spaltgröße zwischen Gerüst und Abutment von 10 μm , da diese die Eigenbeweglichkeit des Implantats exakt ausgleicht. Dies stellte sich praktisch als kaum realisierbar dar [158]. JEMT *et al.* gaben später jedoch eine Spaltbreite kleiner als 150 μm an, da sich in Studien erst ab dieser Größe negative Auswirkungen im Gewebe - bezogen auf die Stabilität des Implantates - zeigten [80, 81]. Von WATANABE *et al.* wurde passiver Sitz

eher über fehlende Zugspannung definiert ^[179]. Neben dem passiven Sitz haben jedoch auch andere Faktoren, wie zum Beispiel Knochenqualität und Hebelverhältnisse, einen entscheidenden Einfluss auf den Langzeiterfolg einer Versorgung. Um das Risiko des Implantatverlustes gering zu halten, muss der Spalt zwischen Implantat und Abutment klinisch akzeptabel und damit möglichst klein gehalten werden. Trotz einer bislang fehlenden eindeutigen Definition des passiven Sitzes sollte dieser also stets angestrebt werden ^[2, 85].

3.4 Die digitale Fertigung von Zahnersatz

Die Anfänge der digitalen Zahnheilkunde liegen in den 70er Jahren, als durch *DURET* und *REKOW* erste Entwürfe für optoelektrische (im Folgenden optische) digitale Abformsysteme entstanden. Die damaligen elektronischen Datenverarbeitungssysteme und Fertigungsverfahren konnten diese jedoch aus Ermangelung technischer Leistungsfähigkeit noch nicht umsetzen ^[187]. *MÖRMANN* entwickelte mit *BRANDESTINI* in den 80er Jahren das *CEREC*-Gerät (CEramic REConstruction) zur optischen Abformung der Kavität. Mit diesem konnte die am Computer gestaltete Versorgung direkt in einer angeschlossenen Fräseinheit hergestellt und nachfolgend umgehend am Patienten eingesetzt werden konnte. Mit dieser Möglichkeit begann die Etablierung des digitalen Weges. Heute gibt es eine Vielzahl von Herstellern intraoraler Scanner ^[114, 159, 191].

Dieser Prozess wird auch als *computer aided design/computer aided manufacturing* (im Folgenden *CAD/CAM*) bezeichnet. Sowohl die Modellation (*CAD*) als auch die Fertigung (*CAM*) werden mit einem digitalen Modell durchgeführt. Dieses Modell soll, wie auch bei der konventionellen Abformung, die Information der dreidimensionalen intraoralen Strukturen enthalten ^[148]. Die Informationsübertragung und Modellherstellung kann auf verschiedenen Wegen und durch unterschiedliche Prinzipien stattfinden. Wie bei der konventionellen Herstellung muss die Restauration modelliert werden, dies geschieht in der *CAD*-Software. Im Anschluss wird der Zahnersatz hergestellt (*CAM*-Prozess). Die Fräseinheit verarbeitet die digitalen Daten der *CAD*-Software und kann aus unterschiedlichen Materialien entweder ein Gerüst oder die fertige Restauration herstellen. Auch bei der digitalen Prozesskette kommt der Standardisierung von Arbeitsabläufen eine entscheidende Rolle zu. Durch sie kann die Genauigkeit der digitalen Abformung und des daraus resultierenden Modells gesteigert werden ^[53, 148, 159]. Der generelle Ablauf ist in Abb. 4 dargestellt.

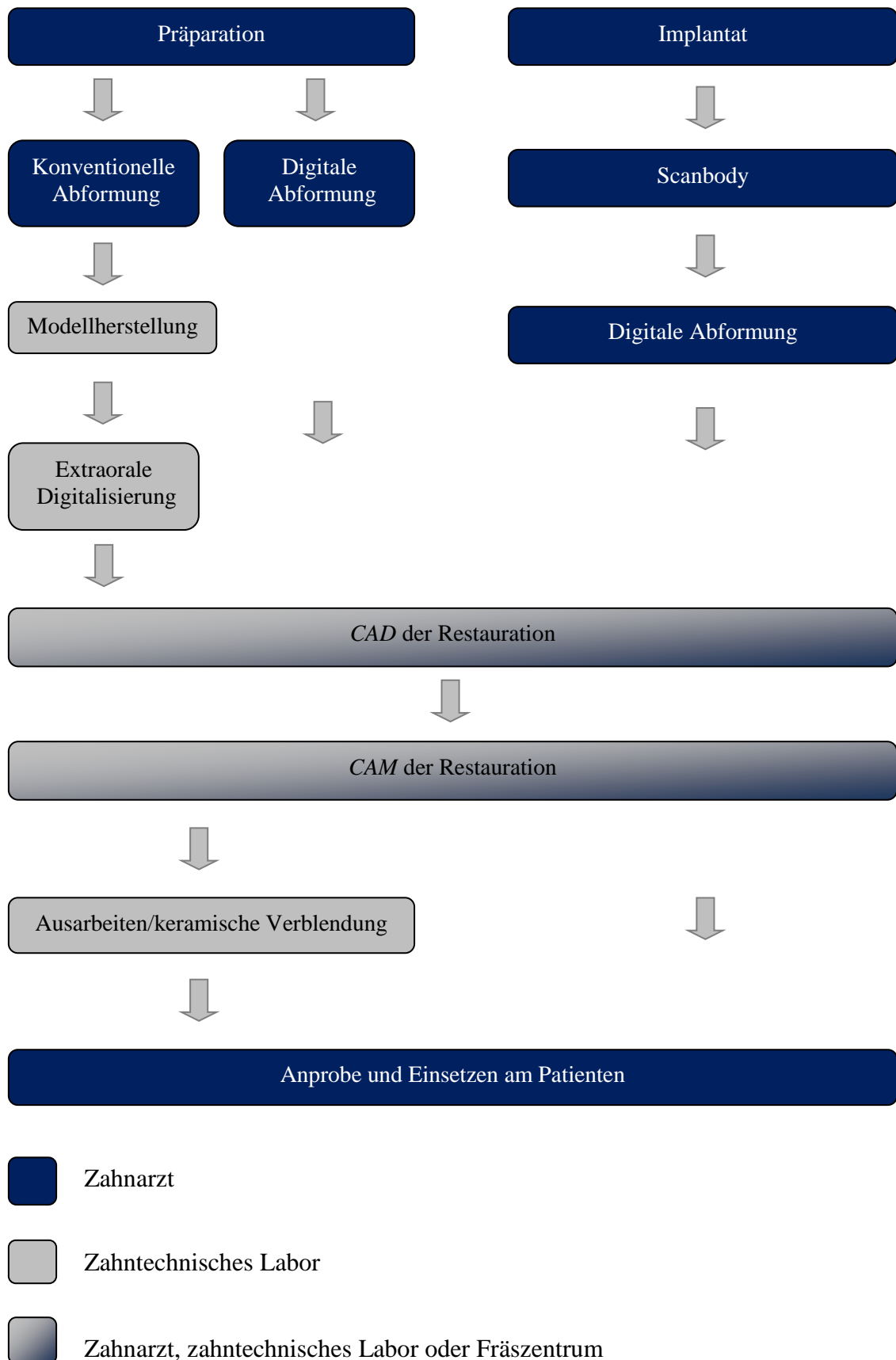


Abb. 4: Konventionelle und digitale Fertigung von Zahnersatz

3.4.1 Übersicht der CAD/CAM-Prinzipien

Alle CAD/CAM-Systeme bestehen in der Regel aus den folgenden drei Komponenten^[148, 159]:

1. Digitalisierungswerkzeug/Scanner
2. Bearbeitungssoftware (teilweise unterteilt in CAD- und CAM- Software)
3. Fertigungstechnologie

Wege der Datenerfassung/CAD

Die Datenerfassung kann intraoral optisch erfolgen. Da die Informationen direkt am Patienten ermittelt werden, wird sie auch als *direkte Datenerfassung* bezeichnet^[116, 159].

Es ist auch möglich eine konventionelle Abformung oder das daraus hergestellte Gipsmodell extraoral zu digitalisieren. Da die Informationen nicht direkt im Mund ermittelt werden, wird dieser Weg als *indirekt* bezeichnet. Die Datenerfassung kann dabei taktil oder optisch erfolgen. Bei der taktilen Messung kommt ein mechanischer Scanner zum Einsatz. Dabei wird das Modell ähnlich wie bei einer Koordinatenmessmaschine (im Folgenden KMM) mit einem Messtaster erfasst und die Oberfläche aufgenommen. Die optische extraorale Datenerfassung erfolgt meist über Laserlicht und ähnelt bzw. gleicht vom Ablauf der optischen Triangulation, welche in Kapitel 3.5.2 beschrieben ist^[18, 20].

Die Ergebnisse in Untersuchungen zum Vergleich der Übertragungsgenauigkeit der direkten und indirekten Digitalisierung sind weitestgehend ähnlich. *RUDOLPH et al.* fanden in einer Studie an Einzelzähnen heraus, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Techniken gab^[150]. In mehreren Studien von *GÜTH et al.* zeigte sich jedoch die direkte digitale Abformung signifikant genauer als die indirekte digitale und konventionelle Abformung^[65, 66]. In einer Studie von *MUALLAH et al.* wurde bei Ganzkieferscans jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen der direkten und indirekten Digitalisierung festgestellt^[116].

Fertigung/CAM

Die Fertigung kann, abhängig vom Durchführungsort, ebenfalls unterteilt werden. Mit dem *CEREC*-System kann in der Praxis bzw. am Behandlungsstuhl innerhalb einer Sitzung Zahnersatz hergestellt werden (*chairside*). Alternativ kann die Herstellung mit einem digitalen Datensatz auch in einem zahntechnischen Labor oder in einem zentralen Fräszentrum erfolgen (*labside*). Auf Grund der Größe der entsprechenden Fräsmaschi-

nen werden *chairside* eher Kronen und Brücken produziert, wohingegen *labside* die Fertigung von Gerüsten möglich ist ^[22, 114].

Die Herstellung erfolgt meist subtraktiv aus einem Rohling aus verschiedenen Materialien, beispielsweise aus Keramik oder aus einem Metall, mit Hilfe einer computergesteuerten Fräse (*CNC* = Computerized Numerical Control). Die Fräse wird dabei von einer *CAM*-Software gesteuert, die aus dem *CAD*-Datensatz den Fräsprozess herleitet ^[148, 159].

Möglich sind auch additive Vorgänge, bei denen zwischen Binde- und Abscheidungsverfahren unterschieden werden kann. Beim Bindeverfahren „wird zunächst eine komplette Schicht eines Materials (flüssig, pulvrig, fest) ausgelegt und entsprechend den Konturen des Objekts verfestigt“ (z. B. Lasersintern zur Gerüsterstellung). Bei Abscheidungsverfahren „wird über eine Düse oder einen Druckkopf Material kontinuierlich oder tropfenförmig abgegeben und als Punkt- oder Linienmuster Schicht für Schicht abgelegt“ (z. B. direkter 3D-Druck für Modelle, Bohrschablonen und Prothesen) ^[86, 147, 148, 159].

3.5 Die digitale Implantatabformung und Modellherstellung

Ziel jeder digitalen Abformung ist es, die Informationen der oralen Strukturen dimensionsgetreu zu übertragen. Dazu zählen bei der digitalen Implantatabformung auch die digitalen Abformpfosten (Scanbodies). Dabei ist eine direkte und indirekte Digitalisierung möglich ^[65, 66].

3.5.1 Der digitale Herstellungsweg der Implantatprothetik

Die digitale Implantatprothetik vereint digitale Abformung, Planung und Fertigung zu einem volldigitalen Herstellungsweg. *JODA et al.* fassten dies als die Konstruktion eines *virtuellen Patienten* zusammen. Zur Planung wird dieser durch die Superimposition des intraoral erfassten digitalen Datensatzes mit einem Datensatz der knöchernen Hartgewebe erstellt ^[82]. Vorteilhaft ist, dass unter Berücksichtigung anatomischer Gegebenheiten - wie Nervverläufe und Knochenangebot - sowohl die Implantatposition als auch die Position der prothetischen Versorgung optimal festgelegt werden kann. Die geplante Position wird über eine individuell angefertigte Bohrschablone bei der Implantation auf den Patientenmund übertragen. Das Implantat kann so auch direkt nach der Implantation mit einem digital hergestellten Provisorium versorgt werden ^[140, 148, 191].

3.5.2 Intraoralscanner

Aufnahmeprinzipien

Die in den heutigen Intraoralscannern verwendeten Prinzipien sind die *optische Triangulation*, das *active-wavefront-sampling* und das Prinzip der *konfokalen Mikroskopie* [99, 159, 189].

Das Prinzip der *optischen Triangulation* (auch Photogrammetrie) wird intra- und extraoral verwendet. Dabei wird das Objekt von einem Lichtstrahl mit bekanntem Austrittswinkel bestrahlt, dieses reflektiert und der Eintrittswinkel detektiert. Die dreidimensionale Position des Objekts kann durch Geometrie so definiert werden. Dies wird häufig durch Streifenlicht präzisiert, da durch die entstehende Linienverzerrung das Höhenprofil leichter ausgewertet werden kann. Bei den ersten Scannern war zur Orientierung eine Puderschicht notwendig, heute gibt es auch puderlose Systeme [99, 148].

Das Prinzip des *active-wavefront-sampling* wird aktuell, zudem auf den intraoralen Einsatz beschränkt, nur von einem Hersteller verwendet. Hierbei werden zwei unterschiedliche Prinzipien kombiniert. Es wird die zu scannende Situation von mehreren Kameras aus verschiedenen Perspektiven gleichzeitig erfasst. Es gleicht dem Verfahren der optischen Triangulation. Zusätzlich besitzt jede Kamera zwei Blenden, welche in einem definierten Abstand zueinander stehen. Als Bildpunkte werden Puderpartikel verwendet. So werden die Bilder, abhängig von der Entfernung, unterschiedlich auf dem Bildwandler dargestellt. Über eine Messsoftware werden identische Bildpunkte ermittelt und so über die Lage der Bildpunkte die 3D-Koordinaten erfasst [99, 148].

Trios 3 Intraoralscanner mit dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie

Bei dem in der vorliegenden Studie verwendeten *TRIOS 3* Intraoralscanner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) beruht das Aufnahmeprinzip auf der *konfokalen Mikroskopie* mit einer oszillierenden LED-Lichtquelle (siehe Abb. 6). Ein Puder-Applikation ist nicht notwendig. Gescannt wird in einem Videomodus, bei dem viele Einzelbilder zu einem dreidimensionalen farbigen Bild aneinander verknüpft werden. Der Scanvorgang kann jederzeit unterbrochen und später wieder aufgenommen werden [99, 159, 191].



Abb. 5: Handstück des *TRIOS 3* Intraoralscanners, mit Kabelanschluss für z. B. einen Laptop

Das Prinzip der konfokalen Mikroskopie ist bereits seit der Entdeckung durch *MINSKY* im Jahre 1955 bekannt. Es entstand aus der Notwendigkeit, Streulicht für eine bessere Tiefenschärfe zu eliminieren^[72]. Die Funktionsweise ist in Abb. 6 am Beispiel der Aufnahme eines Scanbodies erläutert. Ein Lichtstrahl fällt, gebündelt durch eine Linse, auf ein Objekt. Dort wird er reflektiert und über einen Strahlteiler abgelenkt. Durch eine Lochblende trifft der Lichtstrahl auf einen Sensor, sodass ein Bild der entsprechenden Fokusebene projiziert wird. Durch die Lochblende wird der Durchtritt von Streustrahlen vermieden. Über das Objektiv kann die Fokusebene variiert und dadurch das gesamte Objekt insgesamt scharf dargestellt werden. Praktisch wird beim Intraoralscanner ein Bilderstapel aufgenommen, bei welchem durch eine Software die Bilder der Fokusebene rausgefiltert werden^[99, 148, 159].

Durch diese Methode kann zudem die dreidimensionale Position des Objektes bestimmt werden. Die z-Koordinate (Höhe) eines Bildpunktes entsteht durch die Berechnung, welches Bild sich am schärfsten darstellt, die x- und y-Koordinaten ergeben sich durch die Lage des Bildpunkts auf dem Sensor der Kamera. Da orale Strukturen so groß sind, dass der Scankopf bewegt werden muss, würde sich ein Problem bei den x- und y-Koordinaten ergeben. Um Bewegungsartefakte zu minimieren, werden Bilder mit einer hohen Frequenz aufgenommen. Dadurch entsteht gleichzeitig eine große Datenmenge, da stets größere Bilderstapel erfasst werden. Zur Verarbeitung der großen Datenmenge ist ein Bildprozessor im Scankopf enthalten, welcher deshalb größer ist als bei den anderen Intraoralscannern^[24, 110, 142, 148, 159, 175].

In einer *in vitro* Studie von VANDEWEGHE *et al.*, bei der die Ganzkiefergenauigkeit digitaler Intraoralscanner auf Implantaten untersucht wurde, konnte der *TRIOS* Intraoralscanner die höchste Genauigkeit im Vergleich zu drei anderen Intraoralscannern erzielen, die Präzision war dabei die zweithöchste ^[175]. In einer *in vitro* Studie von RENNE *et al.* stellte sich der *TRIOS* Intraoralscanner mit der besten Balance zwischen Geschwindigkeit und Genauigkeit dar ^[142]. Bei einer *in vivo* Untersuchung von ENDER *et al.* wies der *TRIOS* Intraoralscanner von allen Intraoralscannern die geringste Abweichung auf ^[47]. In weiteren aktuellen Studien von ALSHARBATY *et al.*, GOODACRE *et al.*, MALIK *et al.* und TOMITA *et al.* wird der in der vorliegenden Studie verwendete Intraoralscanner untersucht ^[11, 63, 104, 171].

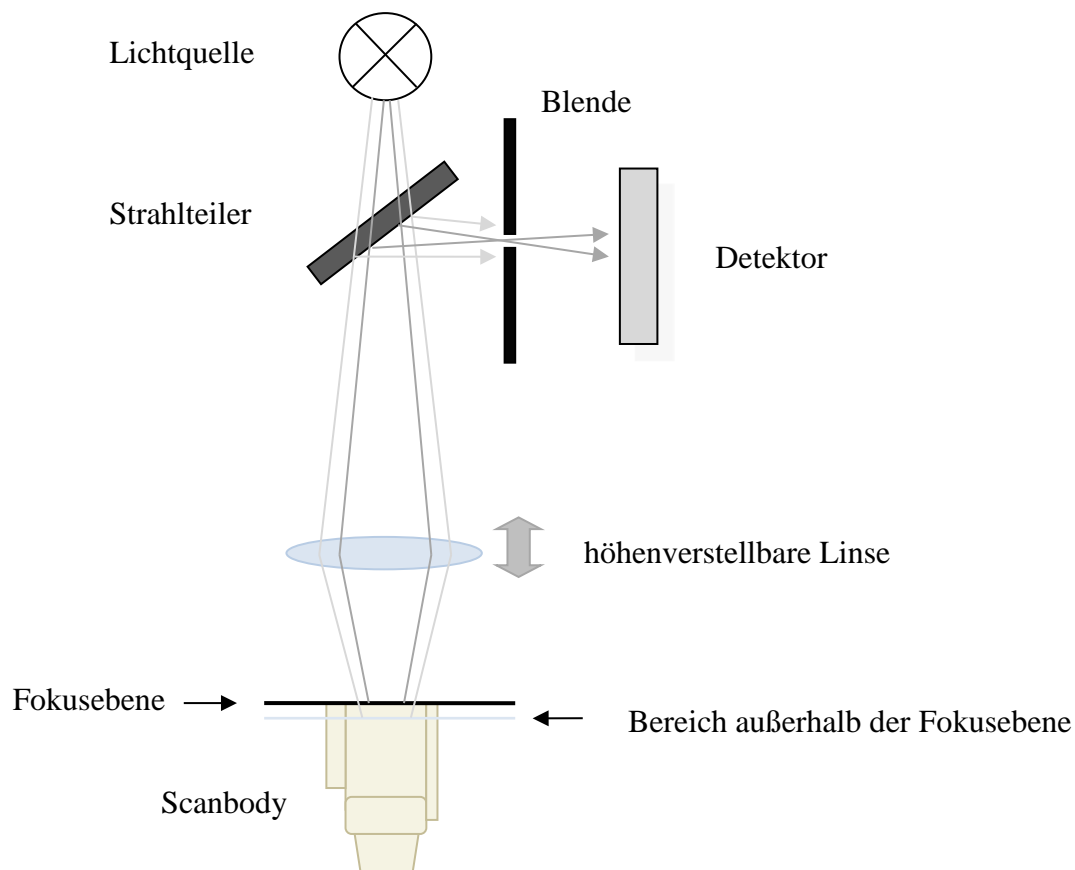


Abb. 6: Prinzip der konfokalen Mikroskopie.

3.5.3 Datenverarbeitung

Berechnung der digitalen Modelle

Alle drei Aufnahmeprinzipien haben gemeinsam, dass mit ihnen eine dreidimensionale Punktwolke vom Intraoralscanner aus den Einzelbildern zusammengesetzt werden kann. Jeder Punkt wird dabei durch eine x-, y- und z-Koordinate beschrieben. Da die meisten Objekte in der Mundhöhle Unterschnitte enthalten und größer sind als die Sensorfläche des Scanners, müssen mehrere Aufnahmen zu einem Datensatz verknüpft werden. Diese Zusammenfügung wird von der CAD-Software nach einem *best fit* Algorithmus durchgeführt und nach dem Prinzip des Zusammensetzens als „*matching*“ bzw. „*stitching*“ bezeichnet. Die Bildpunkte der einzelnen Bilder werden dabei bestmöglich übereinander gelegt und die Bilder verbunden ^[132]. Bei diesem Vorgang kann es jedoch zu Fehlern kommen, welche als „*Stitching-Fehler*“ bezeichnet werden. Sie treten vor allem beim Verbinden ähnlicher Strukturen wie der zahnlosen Mundschleimhaut auf und verringern durch ihre fehlerhafte Information die Genauigkeit des digitalen Modells ^[13, 133]. Da die intraorale Situation im Ganzkieferbereich nicht mit einer Aufnahme digitalisiert werden kann, kann es durch das häufige Verbinden der vielen Einzelbilder vor allem bei längeren aufgenommenen Strecken zu einem Scanfehler kommen ^[121, 144].

Die Richtung der digitalen Abformung wird als Scanpfad bezeichnet ^[140, 159]. In einer Studie von *ENDER et al.* wurden verschiedene Scanpfade und damit unterschiedliche Muster des Zusammenfügens untersucht. Die Genauigkeit unterschied sich dabei signifikant, abhängig vom gewählten Scanpfad. Generell war es möglich den gesamten Zahnbogen in einer hohen Genauigkeit digital abzuformen ^[50]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen *MÜLLER et al.* in einer Studie. Dabei wurden verschiedene Scanpfade untersucht. Der Scanpfad, welcher zunächst oral und dann vestibulär digitalisierte, zeigte dabei die höchste Genauigkeit im Vergleich zu zwei anderen Scanpfaden (erst vestibulär, dann oral bzw. Zickzack-Muster) ^[118].

Die zusammengesetzte Punktwolke wird von einer CAD-Software weiter verarbeitet. Zunächst findet eine Umwandlung der Punkte in ein Flächenmodell statt. Dazu werden die Punkte polygonisiert, das heißt es wird aus drei Punkten ein Dreieck gebildet (siehe Abb. 7). Diese beschreiben die Oberfläche des Objekts. Für die Oberfläche hat sich das am häufigsten benutzte *STL*-Format (Surface Tessellation Language/Standard Triangulation Language) als Datenformat durchgesetzt, welches auch im industriellen *CAD/CAM*-

Bereich verwendet wird ^[82, 148, 159]. Über diesen Datensatz kann im digitalen Workflow Zahnersatz gefertigt werden ^[86].

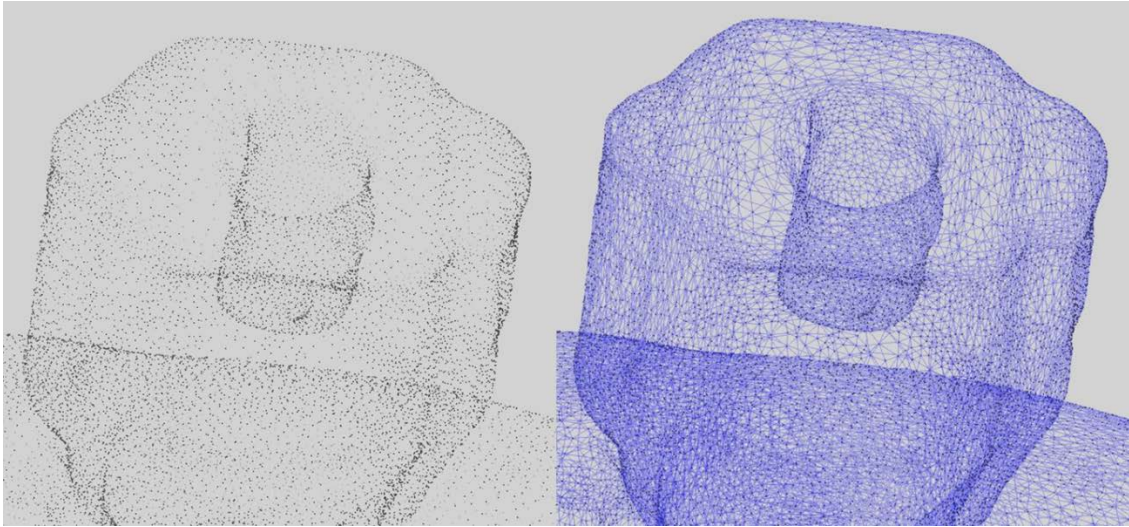


Abb. 7: Scanbody als Punktewolke (linkes Bild) und polygonisiert (rechtes Bild), seitlich betrachtet

3.5.4 Scanbodies

Scanbodies wurden erstmals in den 90er Jahren zur Bestimmung der Implantatposition in Versuchen durch Photogrammetrie verwendet. Seit ca. fünfzehn Jahren etablieren sich nun Scanbodies zur direkten digitalen Implantatabformung mit einem stetig wachsendem Angebot auf dem Markt ^[53, 113].

Generell besteht ein Scanbody aus drei Elementen: einer oben aufliegenden Scanregion, einem mittig platzierten Körper und einer Basis zur Verbindung mit dem Implantat. Als Material für den mittigen Körper wird bei den meisten Herstellern PEEK (Polyetheretherketon) verwendet. Die Verbindung besteht häufig aus Titan oder auch aus PEEK ^[113]. Die Oberfläche des Scanbodys kann, abhängig vom Hersteller, mannigfaltig gestaltet sein. Gemeinsam ist ein zylindrischer Aufbau. Um die Position in axialer Drehrichtung zu präzisieren, wird meist ein Teil der Mantelfläche ausgespart. Die dadurch entstandene Fläche kann eine eindeutigere Position angeben. *MIZUMOTO et al.* sehen die Entwicklung der Scanbodies jedoch als noch nicht abgeschlossen an. Neben der Oberflächenbeschaffenheit steckt auch in der Größe noch Entwicklungspotential ^[113]. *RUTKUNAS et al.* sehen in einer Übersichtsarbeit in einer inadäquaten Scanbodyoberfläche eine mögliche Fehlerquelle ^[151]. In einer Studie von *STIMMELMAYR et al.* zeigte sich zudem, dass Scanbodies auf Implantaten schlechter repositioniert werden können, als auf Laboranaloga ^[167].

Teilweise sind in der *CAD*-Software die *STL*-Dateien der Scanbodies hinterlegt. Das Abgleichen der Punktwolke des Scanbodies mit der *STL*-Datei wird häufig durch eine Überlagerung nach dem *best fit* Prinzip durchgeführt. Dabei werden die digitalen Datensätze von einer Software bestmöglich, ohne spezifische Referenzpunkte, überlagert. Generell wird über die Scanbodies ein Reverse Engineering-Prozess durchgeführt, da über die bekannten Daten des Scanbodies die Implantatposition berechnet werden kann. Hierbei ist die Polygonisierung, neben dem korrekten Einsetzen und Verschrauben, ein entscheidender Schritt für die Genauigkeit ^[113].

FLÜGGE et al. untersuchten eine neue Methode, bei welcher die Präzision von Scanbodies untersucht wurde ^[53]. Zwei Scanbodies wurden auf einem Referenzmodell dabei mehrfach auf- und abgeschraubt und von einem Laborscanner digitalisiert. Es wurde der Schnittpunkt zwischen dem Außenzylinder und der obersten Ebene des Scanbodies in einer Messsoftware gebildet und die Abstände ausgewertet. Dabei zeigte sich, dass die Methode zur Punktbestimmung an sich präzise Ergebnisse liefert und diese durch Aus- und Einschrauben nicht beeinflusst wurden.

MIZUMOTO et al. fanden in einer Übersichtsarbeit zwölf Studien, welche sich mit der Genauigkeit digitaler Abformungen beschäftigten und dafür Scanbodies verwendeten. Dabei wurde in einer Vielzahl von Studien eine identisch hohe Genauigkeit erzielt ^[113]. In eine Studie von *LIN et al.* zeigte sich sogar, dass bei divergent stehenden Implantaten die Genauigkeit im Vergleich zur konventionellen Abformung gesteigert werden konnte ^[97].

3.6 Messmethoden zur Dimensionstreue von Abformungen

Zum Vergleich der Dimensionstreue von Abformungen gibt es verschiedene Ansätze. Dabei wird stets der Vergleich zwischen einem Referenzkörper und seiner Abformung oder dem daraus hergestellten Modell angestrebt. Die entscheidenden Parameter „Richtigkeit“ (trueness) und „Präzision“ (precision) werden in der ISO 5725-1 näher beschrieben. Richtigkeit definiert dabei die Abweichung des gemessenen Wertes von der wahren Größe des Objektes. Präzision ist das Maß für die Reproduzierbarkeit der Messung, also die Streuung oder Standardabweichung ^[42].

Beschränkt sich die Untersuchung auf die Materialeigenschaften konventioneller Materialien, werden meist simple Formen und Strukturen abgeformt. Dabei erfolgt zunächst die Vermessung und anschließend der Vergleich mit der entsprechenden Referenzform,

wie in ISO 4823-2015 beschrieben ^[77]. Bei diesen *in vitro* Untersuchungen kann explizit die Genauigkeit untersucht werden. Generell ist die Abformung oraler Strukturen *in vivo* ein multifaktoriell beeinflusster Vorgang, welcher auch unter dem Einfluss von Faktoren wie der Löffel- oder Kieferdeformation durch Öffnung steht ^[32, 76, 161].

3.6.1 Messverfahren

Grundsätzlich wird zwischen optischen und taktilen Messverfahren unterschieden. Beide Messverfahren haben ihre spezifischen Einsatzgebiete. Sie werden häufig in der Zahnmedizin bei Studien zur Überprüfung von Genauigkeit eingesetzt, besonders für die Vermessung des Referenzmodells ^[18, 34, 143].

Computertomographie

Bei der industriellen Computertomographie (im Folgenden CT) wird ein Werkstück um seine eigene Achse gedreht. Dabei werden zahlreiche zweidimensionale Röntgenbilder erstellt, welche zu einem dreidimensionalen Volumen-Datensatz verknüpft werden. Die Messgenauigkeit entspricht bei aktuellen Geräten der eines konventionellen KMM-Gerätes. Es können auch metallische Werkstücke mit komplexen Innengeometrien hochauflösend vermessen werden ^[19]. Industrielle CTs werden in aktuellen Studien noch wenig verwendet ^[6, 166].

Optoelektrische Messverfahren

Bei optoelektrischen/optischen Systemen wird über eine Lichtquelle bzw. deren reflektierte Lichtstrahlen mit dem in Kapitel 3.5.2 beschriebenen Triangulations- bzw. Photogrammetrieverfahren die Oberflächeninformation ermittelt. Hiermit geht eine sehr hohe Auflösung einher, weswegen diese Verfahren gut zur Erfassung größerer Oberflächen geeignet sind. Zudem lässt sich der eigentliche Messvorgang schnell durchführen. Diesen großen Vorteilen steht das Problem von Messfehlern durch spiegelnde Oberflächen oder stark gekrümmte Oberflächen entgegen ^[20, 34].

Taktile Messverfahren am Beispiel einer Koordinatenmessmaschine (KMM)

Bei taktilen Messverfahren kommen KMM zum Einsatz. Hierbei werden durch Antasten der Oberfläche mit einem Tastkopf Punkte bestimmt, welche von einer Verarbeitungssoftware zu einer dreidimensionalen Punktwolke berechnet werden. Dabei trägt die Punktauflösung entscheidend zur Genauigkeit einer großen Oberfläche bei. KMM zeichnen sich durch eine sehr hohe Genauigkeit aus und können auch große oder sehr

kleine Werkstücke hochpräzise messen. Diese hohe Präzision geht mit dem Nachteil einher, dass sie im Vergleich zu optischen Systemen eine geringere Punktauflösung und längere Messdauer aufweisen. Es wird eine hohe Genauigkeit erreicht, obgleich durch die Form des Messtasters nicht alle Bereiche erfasst werden können. In einer Vergleichsstudie von *PERSSON et al.* über optische und taktile Digitalisierungssysteme erreichten die taktilen Systeme trotz geringerer Auflösung eine höhere Genauigkeit. Dadurch zeigte sich, dass die Wahl des Messgerätes die Genauigkeit beeinflussen kann ^[18, 34, 117, 134].

3.6.2 Messbereich

Ganzer Kiefer

Bei der Untersuchung der Dimensionstreue von Ganzkieferabformungen wird bei *in vitro* Untersuchungen ein Referenzmodell verwendet. Hier kann sowohl Richtigkeit als auch Präzision untersucht werden. Liegt bei beiden zu vergleichenden Modellen ein gleiches Koordinatensystem vor, können lineare Abweichung bestimmt werden ^[11, 59, 60, 156]. Bei *in vivo* Untersuchungen kann der Patient nicht als Referenz verwendet werden. Aus diesem Grund wird nur die Präzision ermittelt.

ENDER et al. untersuchten in einer Studie die Genauigkeit digitaler und konventioneller Ganzkieferabformungen *in vitro*. Dort zeigte sich, dass ein hochpräziser Referenzscanner notwendig für eine korrekte Bewertung der Ergebnisse ist. Die konventionelle Abformung wies eine signifikant höhere Genauigkeit auf als die digitale ^[48]. *GÜTH et al.* untersuchten in einer *in vitro* Studie eine neue Möglichkeit für die Auswertung digitaler Ganzkieferabformungen über eine *best fit* Ausrichtung. Als Referenz zur Auswertung diente eine präzise eckig gefräste Metallstange, die das Modell zwischen dem dritten und vierten Quadranten in Höhe der beiden ersten Molaren verband. Dabei wiesen die direkten digitalen Abformungen eine gleiche oder höhere Genauigkeit als die konventionelle Abformung mit indirekter Digitalisierung auf ^[64].

3.7 Übersicht der Studienlage zum Vergleich der Genauigkeit

Im Folgenden werden sowohl durchgeführte Studien zu digitalen Abformungen kompletter Kiefer als auch der Vergleich zwischen digitaler und konventioneller Abformung aufgeführt. Die tabellarische Form ist dabei chronologisch. Die Tabellen beinhalten sowohl die verwendeten Messmethoden als auch die untersuchten Scanner und Abformmaterialien. Aus Übersichtsgründen werden nur relevante Abformmaterialien und Situationen aufgeführt.

In Tab. 1 sind chronologisch Untersuchungen aufgelistet, welche die Genauigkeit von digitalen und konventionellen Abformungen vergleichen. Die Größe des verglichenen Bereiches ist dabei angegeben. In Tab. 2 sind Studien zur Untersuchung der Genauigkeit von digitalen und konventionellen Implantatabformungen aufgelistet.

Tab. 1: Studien zum Vergleich von digitalen und konventionellen Abformungen

Studie	Messmethode	Scanner/Abformmaterial mit Ergebnissen
ENDER et al. ^[49] (2015)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung der digitalen Modelle, Vergleich zu Referenzmodell; Gipsmodelle mit Referenzscanner digitalisiert; Ganzkiefer; jeweils Richtigkeit (R) und Präzision (P); Mittelwerte (im Folgenden MW) \pm Standardabweichung (im Folgenden SW) angegeben	Polyether/Gipsmodell: R: $60,2 \pm 25,0 \mu\text{m}$; P: $66,7 \pm 18,5 \mu\text{m}$
		CEREC Omnicam: R: $37,3 \pm 14,3 \mu\text{m}$; P: $35,5 \pm 11,4 \mu\text{m}$
		CEREC Bluecam: R: $29,4 \pm 8,2 \mu\text{m}$; P: $66,7 \pm 18,5 \mu\text{m}$
		iTero: R: $32,4 \pm 7,1 \mu\text{m}$; P: $36,4 \pm 21,6 \mu\text{m}$
		LAVA COS: R: $44,9 \pm 22,4 \mu\text{m}$; P: $63,0 \pm 32,8 \mu\text{m}$
SU et al. ^[168] (2015)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell, direkte (DD) und indirekte Digitalisierung (ID); Ganzkiefer, angegebene Zähne wurden präpariert; MW \pm SW	Situation 1 (Zahn 11): DD: $13,3 \pm 2,78 \mu\text{m}$; ID: $14,89 \pm 3,06 \mu\text{m}$
		Situation 2 (Zahn 16): DD: $7,0 \pm 1,66 \mu\text{m}$; ID: $8,67 \pm 1,58 \mu\text{m}$
		Situation 3 (Zahn 13, 11, mit Schaltlücke): DD: $16,33 \pm 5,92 \mu\text{m}$; ID: $24,33 \pm 3,46 \mu\text{m}$
		Situation 4 (Zahn 16-11): DD: $41,56 \pm 7,92 \mu\text{m}$; ID: $14,22 \pm 2,28 \mu\text{m}$

		Situation 5 (Zahn 16-26): DD: $88,44 \pm 28,63 \mu\text{m}$; ID: $12,67 \pm 0,71 \mu\text{m}$
ENDER et al. ^[51] (2016)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung der digitalen Modelle jeweils untereinander; Gipsmodelle mit Referenzscanner digitalisiert; Quadrant; MW \pm SW	Vinylsiloxanether, Standardlöffel/Gipsmodell Präzision: $18,8 \pm 7,1 \mu\text{m}$ CEREC Omnicam: Präzision: $37,4 \pm 8,1 \mu\text{m}$ iTero: Präzision: $49,0 \pm 12,4 \mu\text{m}$ Trios: Präzision: $25,7 \pm 4,9 \mu\text{m}$ Trios Color: Präzision: $26,1 \pm 3,8 \mu\text{m}$ True Definition: Präzision: $21,8 \pm 7,4 \mu\text{m}$
ENDER et al. ^[47] (2016)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung der digitalen Modelle jeweils untereinander; Gipsmodelle mit Referenzscanner digitalisiert; Ganzkiefer; MW \pm SW	Impregum Penta/Gipsmodell: Präzision: $34,9 \pm 8,8 \mu\text{m}$ CEREC Omnicam: Präzision: $48,6 \pm 11,6 \mu\text{m}$ Lava-COS: Präzision: $82,8 \pm 39,3 \mu\text{m}$ iTero: Präzision: $68,1 \pm 18,9 \mu\text{m}$ Trios Color: Präzision: $42,9 \pm 20,4 \mu\text{m}$ True Definition: Präzision: $59,7 \pm 29,4 \mu\text{m}$
Kuhr ^[91] (2016)	Aufkleben von Metallkugeln über einen vermessenen Metallschlüssel, orale Situation konventionell und digital abgeformt; MW \pm SW; Ganzkiefer; Abstand aller vier Kugeln	Impregum Penta/Gipsmodell: $148 \pm 59 \mu\text{m}$ True Definition: $265 \pm 137 \mu\text{m}$ cara Trios: $353 \pm 149 \mu\text{m}$ CEREC Omnicam: $3656 \pm 581 \mu\text{m}$

RENNE et al. ^[142] (2017)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer, jeweils Unterkiefer (UK) und Oberkiefer (OK); MW \pm SW für Richtigkeit	Carestream 3500: UK: 75,0 \pm 5,7 μ m; OK: 77,0 \pm 6,52 μ m CEREC Omnicam: UK: 107,6 \pm 13,46 μ m; OK: 95,4 \pm 10,76 μ m D800 (Laborscanner): UK: 41,6 \pm 2,41 μ m; OK: 45,6 \pm 2,7 μ m iTero: UK: 60,0 \pm 4,85 μ m; OK: 52,4 \pm 2,7 μ m Trios 3: UK: 69,6 \pm 10,64 μ m; OK: 69,2 \pm 7,56 μ m
TOMITA et al. ^[171] (2018)	Vier Keramikkugeln in zwei Quadranten vestibulär auf Epoxid-Modell geklebt, mit einer KMM vermessen; indirekte Digitalisierung A-Silikon (im Folgenden VPS)-Abformung durch <i>Rexcan DS2</i> (Sea Force, Tokyo, Japan), <i>IOS Trios</i> ; Längen zwischen den digitalen Modellen verglichen, jeweils MW \pm SW; Ganzkiefer	Oberer rechter - linker Prämolare: VPS: 89,4 \pm 19,4 μ m; IOS: 78,1 \pm 28,8 μ m Oberer rechter - linker Molare: VPS: 109,6 \pm 46,2 μ m; IOS: 89,8 \pm 72,5 μ m Oberer rechter Prämolare - Molare: VPS: 19,7 \pm 8,4 μ m; IOS: 46,6 \pm 20,2 μ m Oberer linker Prämolare - Molare: VPS: 31,6 \pm 11,5 μ m; IOS: 15,7 \pm 12,2 μ m Oberer rechter Prämolare - linker Molare: VPS: 104,8 \pm 35,7 μ m; IOS: 79,8 \pm 36,1 μ m Oberer linker Prämolare - rechter Molare: VPS: 79,9 \pm 31,1 μ m; IOS: 94,8 \pm 44,3 μ m

Tab. 2: *In vitro* und *in vivo* Studien beim Vergleich der Genauigkeit von digitaler und konventioneller Implantatabformung (bzw. der indirekten Digitalisierung)

Studie	Messmethode	Scanner/Abformmaterial mit Ergebnissen
ANDRIESEN et al. ^[13] (2014)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Arbeitsmodell (digitaler Referenzscanner <i>Lava Scan ST</i>), <i>IOS iTero</i> ; Ganzkiefer, je Anzahl der Probanden	Interimplantärer Abstand: 0-100 μm: 5; 100-200 μm: 5; 200-300 μm: 6; 300-400 μm: 2; 400-500 μm: 0; 500-600 μm: 1; 600-700 μm: 2 Interimplantäre Winkelabweichung: 0-0,4°: 3; 0,4-1°: 1; 1-2°: 4; 2-3°: 4; 3-4°: 3; 4-5°: 2; > 5°: 4

LIN et al. ^[97] (2015)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer, Werte bei 15° Angulation; MW ± SW	Aquasil/Gipsmodell: Durchschnittsentfernung: $68 \pm 43 \mu\text{m}$; Winkelabweichung: $0,71 \pm 0,296^\circ$ iTero: Durchschnittsentfernung: $328 \pm 53 \mu\text{m}$; Winkelabweichung: $2,261 \pm 0,433^\circ$																		
AMIN et al. ^[12] (2016)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer; MW ± SW	Polyether/Gipsmodell: $167,93 \pm 50,37 \mu\text{m}$ CEREC Omnicam: $46,41 \pm 7,34 \mu\text{m}$ True Definition: $19,32 \pm 2,77 \mu\text{m}$																		
FLÜGGE et al. ^[54] (2016)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell, dieses wurde mit einer konventionellen Pickup-Abformung hergestellt, mit D250 digitalisiert, lineare Abweichung und Winkel zwischen jeweils zwei Implantaten in zwei Quadranten pro Kiefer gemessen; Ganzkiefer; MW ± SW	Abstände + Winkelabweichungen Distanz 1: <table border="1"> <thead> <tr> <th>D250</th><th>iTero</th><th>True Definition</th></tr> </thead> <tbody> <tr> <td>$40,580 \pm 10 \mu\text{m}$</td><td>$40,608 \pm 28 \mu\text{m}$</td><td>$40,566 \pm 44 \mu\text{m}$</td></tr> <tr> <td>$17,39 \pm 0,10^\circ$</td><td>$17,47 \pm 0,21^\circ$</td><td>$17,33 \pm 0,09^\circ$</td></tr> </tbody> </table> Abstände + Winkelabweichungen Distanz 2: <table border="1"> <thead> <tr> <th>D250</th><th>iTero</th><th>True Definition</th></tr> </thead> <tbody> <tr> <td>$50,440 \pm 9 \mu\text{m}$</td><td>$50,479 \pm 64 \mu\text{m}$</td><td>$50,405 \pm 60 \mu\text{m}$</td></tr> <tr> <td>$22,88 \pm 0,11^\circ$</td><td>$23,09 \pm 0,20^\circ$</td><td>$23,38 \pm 0,15^\circ$</td></tr> </tbody> </table>	D250	iTero	True Definition	$40,580 \pm 10 \mu\text{m}$	$40,608 \pm 28 \mu\text{m}$	$40,566 \pm 44 \mu\text{m}$	$17,39 \pm 0,10^\circ$	$17,47 \pm 0,21^\circ$	$17,33 \pm 0,09^\circ$	D250	iTero	True Definition	$50,440 \pm 9 \mu\text{m}$	$50,479 \pm 64 \mu\text{m}$	$50,405 \pm 60 \mu\text{m}$	$22,88 \pm 0,11^\circ$	$23,09 \pm 0,20^\circ$	$23,38 \pm 0,15^\circ$
D250	iTero	True Definition																		
$40,580 \pm 10 \mu\text{m}$	$40,608 \pm 28 \mu\text{m}$	$40,566 \pm 44 \mu\text{m}$																		
$17,39 \pm 0,10^\circ$	$17,47 \pm 0,21^\circ$	$17,33 \pm 0,09^\circ$																		
D250	iTero	True Definition																		
$50,440 \pm 9 \mu\text{m}$	$50,479 \pm 64 \mu\text{m}$	$50,405 \pm 60 \mu\text{m}$																		
$22,88 \pm 0,11^\circ$	$23,09 \pm 0,20^\circ$	$23,38 \pm 0,15^\circ$																		
PAPASPYRID-AKOS et al. ^[128] (2016)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer; Implantat-Level	Vergleich digital mit unverblockter Abformung: Impregum/Gipsmodell: Median: 17,65 (13,19-76,49) μm Trios: Median: 19,38 (11,54-26,21) μm																		
BASAKI et al. ^[17] (2017)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer; MW ± SW	Offene PVS-Abformung: $55,6 \pm 29,6 \mu\text{m}$ iTero: $116,4 \pm 94,6 \mu\text{m}$																		

<p>CHEW et al. [33] (2017)</p>	<p>Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (digitaler Referenzscanner); Sextant; MW \pm SW</p>	<p>Impregum Penta Soft/Gipsmodell:</p> <p>Durchschnittsentfernung: $35 \pm 6 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,058 \pm 0,031^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,09 \pm 0,082^\circ$</p> <p>Trios Color:</p> <p>Durchschnittsentfernung: $64 \pm 10 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,105 \pm 0,058^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,206 \pm 0,044^\circ$</p> <p>iTero:</p> <p>Durchschnittsentfernung: $62 \pm 18 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,191 \pm 0,124^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,154 \pm 0,113^\circ$</p> <p>True Definition:</p> <p>Durchschnittsentfernung: $63 \pm 17 \mu\text{m}$; Winkelabweichung y-Achse: $0,315 \pm 0,138^\circ$ Winkelabweichung x-Achse: $0,226 \pm 0,143^\circ$</p>
<p>FUKAZAWA et al. [55] (2017)</p>	<p>Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit zwei Referenzmodellen (Modell A: Implantate in Schaltlücke gesetzt; Modell B: Implantate mit Freundsituation), mit einer KMM vermessen; Ganzkiefer; Richtigkeit (R) und Präzision (P)</p>	<p>Lava COS:</p> <p>Modell A: R: 15,4 - 38,1 μm; P: 1,0 - 13,0 μm Modell B: R: 58,5 - 103,5 μm; P: 0,7 - 23,7 μm Fehlerrate pro mm: 0,297 % (A); 0,383 % (B)</p> <p>True Definition Generation 3:</p> <p>Modell A: R: 14,2 - 21,3 μm; P: 0,3 - 4,6 μm Modell B: R: 46,5 - 69,2 μm; P: 1,5 - 12,8 μm Fehlerrate pro mm: 0,167 % (A); 0,322 % (B)</p> <p>Trios:</p> <p>Modell A: R: 1,0 - 8,1 μm; P: 0,6 - 12,6 μm Modell B: R: 5,5 - 33,5 μm; P: 0,7 - 13,7 μm Fehlerrate pro mm: 0,046 % (A); 0,107 % (B)</p> <p>Arctica Auto Scan:</p> <p>Modell A: R: 0,2 - 4,1 μm; P: 0,2 - 2,0 μm Modell B: R: 3,5 - 17,5 μm; P: 0,2 - 8,8 μm Fehlerrate pro mm: 0,023 % (A); 0,067 % (B)</p>

MARGHALA-NI et al. ^[106] (2017)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (digitaler Referenzscanner); Ganzkiefer; Median M , Interquartilabstand I	Impregum/Gipsmodell: <i>Nobel Biocare</i> : M : 39 µm; I : 18 µm <i>Straumann</i> : M : 22 µm; I : 5 µm CEREC Omnicam: <i>Nobel Biocare</i> : M : 20 µm; I : 4 µm <i>Straumann</i> : M : 26 µm; I : 15 µm True Definition: <i>Nobel Biocare</i> : M : 15 µm; I : 6 µm <i>Straumann</i> : M : 17 µm; I : 5 µm
MENINI et al. ^[109] (2018)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (mit einer KMM vermessen); Ganzkiefer	Konventionelle offene Impregum-Abformung/Gipsmodell: Abstandsfehler: -15 ± 30 µm Absoluter Winkelfehler: $0,252 \pm 0,196^\circ$ True Definition: Abstandsfehler: -12 ± 26 µm Absoluter Winkelfehler: $0,257 \pm 0,242^\circ$
ALSHARBATY et al. ^[11] (2018)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell von Patient (mit einer KMM vermessen); Ganzkiefer; MW \pm SW	Konventionelle offene Panasil-Abformung (VPS)/Gipsmodell: Winkelabweichung: $2,01 \pm 0,33^\circ$ Lineare Verschiebung: $0,16 \pm 0,025$ mm Distanz-Abweichung: $0,09 \pm 0,02$ mm Trios: Winkelabweichung: $6,77 \pm 0,91^\circ$ Lineare Verschiebung: $0,36 \pm 0,046$ mm Distanz-Abweichung: $0,22 \pm 0,03$ mm
MALIK et al. ^[104] (2018)	Digitale <i>best fit</i> Überlagerung mit Referenzmodell (mit Referenzscanner digitalisiert); Ganzkiefer, jeweils Richtigkeit (R) und Präzision (P); MW \pm SW	Referenzmodell: Präzision: $4,8 \pm 0,7$ µm Aquasil/Gipsmodell mit Referenzscanner digitalisiert: R : $24,3 \pm 5,7$ µm; P : $21,7 \pm 5,4$ µm Trios: R : $87,1 \pm 7,9$ µm; P : $49,9 \pm 18,3$ µm CEREC Omnicam: R : $80,3 \pm 12,1$ µm; P : $36,5 \pm 11,2$ µm

<div><div>MOURA et al. ^[115] (2019)</div></div>	<div>Digitale Auswertung (für digitale Abformung); Messschieber (für konventionelle Abformung); Ganzkiefer, Abstände der Regionen (MW ± SW) jeweils gelistet</div>	<div><div>Referenzmessung mit Messschieber:</div><div>17-15: 12,59 ± 0,02 µm; 17-12: 28,29 ± 0,15 µm; 17-23: 41.26 ± 0,2 µm; 17-25: 41,17 ± 0,08 µm; 17-27: 40,35 ± 0,3 µm</div><div>Konventionelle offene VPS-Abformung /Gipsmodell:</div><div>17-15: 12,57 ± 0,2 µm; 17-12: 28,37 ± 0,09 µm; 17-23: 41.20 ± 0,1 µm; 17-25: 41,27 ± 0,4 µm; 17-27: 41,47 ± 0,3 µm</div><div>Trios:</div><div>17-15: 12,29 ± 0,5 µm; 17-12: 29.08 ± 1,3µm; 17-23: 41,90 ± 1,9 µm; 17-25: 41,80 ± 1,8 µm; 17-27: 42,25 ± 1,4 µm</div></div>																											
<div><div>RECH-ORTEGA et al.^[138] (2019)</div></div>	<div>Zahnloses Referenzmodell mit sechs Implantaten mit KMM eingemessen, konventionelle Modelle ebenfalls, <i>best fit</i> Überlagerung an einem Scanbody; Ganzkiefer; Interimplantäre Distanzen jeweils ausgewertet; MW ± SW angegeben für jede Analogdistanz (linke Spalte)</div>	<table><tr><th>Position</th><th>Konventionell</th><th>Digital</th></tr><tr><td>1 - 2</td><td>20 ± 74 µm</td><td>37 ± 17 µm</td></tr><tr><td>2 - 3</td><td>109 ± 75 µm</td><td>70 ± 17 µm</td></tr><tr><td>3 - 4</td><td>-123 ± 54 µm</td><td>-123 ± 16 µm</td></tr><tr><td>4 - 5</td><td>26 ± 41 µm</td><td>57 ± 27 µm</td></tr><tr><td>5 - 6</td><td>30 ± 27 µm</td><td>-23 ± 22 µm</td></tr><tr><td>1 - 4</td><td>39 ± 64 µm</td><td>-21 ± 56 µm</td></tr><tr><td>3 - 6</td><td>-46 ± 54 µm</td><td>-109 ± 58 µm</td></tr><tr><td>1 - 6</td><td>68 ± 99 µm</td><td>-118 ± 78 µm</td></tr></table>	Position	Konventionell	Digital	1 - 2	20 ± 74 µm	37 ± 17 µm	2 - 3	109 ± 75 µm	70 ± 17 µm	3 - 4	-123 ± 54 µm	-123 ± 16 µm	4 - 5	26 ± 41 µm	57 ± 27 µm	5 - 6	30 ± 27 µm	-23 ± 22 µm	1 - 4	39 ± 64 µm	-21 ± 56 µm	3 - 6	-46 ± 54 µm	-109 ± 58 µm	1 - 6	68 ± 99 µm	-118 ± 78 µm
Position	Konventionell	Digital																											
1 - 2	20 ± 74 µm	37 ± 17 µm																											
2 - 3	109 ± 75 µm	70 ± 17 µm																											
3 - 4	-123 ± 54 µm	-123 ± 16 µm																											
4 - 5	26 ± 41 µm	57 ± 27 µm																											
5 - 6	30 ± 27 µm	-23 ± 22 µm																											
1 - 4	39 ± 64 µm	-21 ± 56 µm																											
3 - 6	-46 ± 54 µm	-109 ± 58 µm																											
1 - 6	68 ± 99 µm	-118 ± 78 µm																											

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass für die natürliche Bezahnung die konventionelle Abformung meist eine höhere Genauigkeit aufweist. Die digitale Abformung zeigte Genauigkeiten, welche eine klinische Anwendung zulassen. Dies wird in einer Übersichtsarbeit von *RUTKUNAS et al.* bestätigt, bei der die digitale Implantatabformung sich als eine valide Alternative zur konventionellen Abformung sowohl bei Einzel- als auch bei Multi-Implantat-Versorgungen darstellt ^[151].

4 Material und Methode

4.1 Übersicht über den Studienaufbau

Die vorliegende Studie gliederte sich in einen *in vitro* und *in vivo* Versuchsteil.

In einem *in vitro* Versuchsteil wurden zur Entwicklung einer Methodik die Übertragungsgenauigkeiten verschiedener Methoden auf Implantaten untersucht. Zuerst wurde ein Edelstahl-Referenzmodell mit einem CT vermessen. Darauf folgend wurde ein Metallschlüssel als intraoraler Referenzschlüssel untersucht, anschließend die konventionelle und digitale Abformungsgenauigkeit miteinander verglichen. Es wurden jeweils zehn Verschlüsselungen, zehn konventionelle Modelle sowie mit drei verschiedenen Scanbodies insgesamt 30 digitale Modelle angefertigt und vermessen.

Im *in vivo* Versuchsteil der Studie wurde die Brauchbarkeit der Methodik exemplarisch an drei Patienten überprüft. Der Versuchsaufbau glich dem *in vitro* Versuchsteil.

4.2 *In vitro* verwendete Materialien und Apparaturen

4.2.1 *Implantate*

In dieser Studie wurden *T3 Non-Platform Switched Certain Tapered* Implantate (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) verwendet (Tab. 14).

4.2.2 *Implantat-Urmodell*

Das in dieser Studie verwendete Implantat-Urmodell wurde für diese Studienzwecke angefertigt (Fa. Bretthauer, Dillenburg, Deutschland).

Zur Herstellung des Implantat-Urmodells wurde eine quadratische, 100 mm breite und 15 mm starke Edelstahlplatte (Legierung 1.4301 (Ni-Cr)) verwendet. Es wurden passende Aufnahmen für vier Röhren und einen Quader gefräst. In die Aufnahmen konnten Edelstahlröhren platziert werden. Diese hatten eine Innenbohrung von 4,2 mm Durchmesser und 11,7 mm Länge. Der Außendurchmesser der Aufnahmeröhren betrug 8 mm. Die Edelstahlröhren, die auf dem späteren Modell in Regio 16 und 26 standen, waren parallel zueinander und hatten einen 90°-Winkel zur Grundplatte. Die Röhren in Regio 14 und 24 waren in einem 15°-Winkel nach bukkal geneigt. Der sich mittig befindende Edelstahl-Quader hatte die Maße 10 x 10 x 20 mm und war ebenfalls senkrecht

zur Grundplatte positioniert (Abb. 8). Alle Elemente wurden mit einem Drehmoment von 30 Ncm fixiert.



Abb. 8: Urmodell ohne und mit Zahnfleischmaske sowie eingeschraubten Scanbodies

Die vier Implantate wurden mit *AGC Cem* (Wieland Dental, Pforzheim, Deutschland) in die Röhren geklebt und mit seitlichen Schrauben fixiert.

Auf dem Urmodell wurde dann in einem zahntechnischen Labor (Zahntechnik Eisenach, Eisenach, Deutschland) eine Modellation einer teilbezahnten Patientensituation angefertigt. Die Front war dabei bezahnt, durch den Zahn 17 entstand im ersten Quadranten eine Schaltlücke, im zweiten Quadranten verblieb eine Freiendsituation (siehe Abb. 8). Für die Überführung der Modellation in den Kunststoff Polymethylmethacrylat (PMMA) wurden die Implantate mit Abdeckschrauben verschlossen.

Vermessung

Die Vermessung des Urmodells erfolgte mit einem industriellen CT (*TomoScope S*, Werth Messtechnik, Gießen, Deutschland) mit einer maximal zulässigen Längenabweichung von $\pm 4,5 \mu\text{m}$. Die Messung wurde mit folgenden Parametern durchgeführt: 225 kV, 100 ms, 60 μm Voxelgröße, 1 mm Sn-Filter, 2200 Schnitte. Die Oberflächenauflösung lag bei 6 μm . Die Auswertung erfolgte in der 3D-Software *WinWerth* (Werth Messtechnik, Gießen, Deutschland). Auf der erhaltenen *STL*-Datei wurden die Mittelpunkt aller Implantatschultern bestimmt. Dazu wurde eine Ebene auf der Implantatschulter über einen *best fit* Algorithmus berechnet. 0,15 mm unterhalb der Ebene wurde ein Kreis definiert, dessen Mittelpunkt auf die Ebene projiziert wurde (siehe Abb. 9).

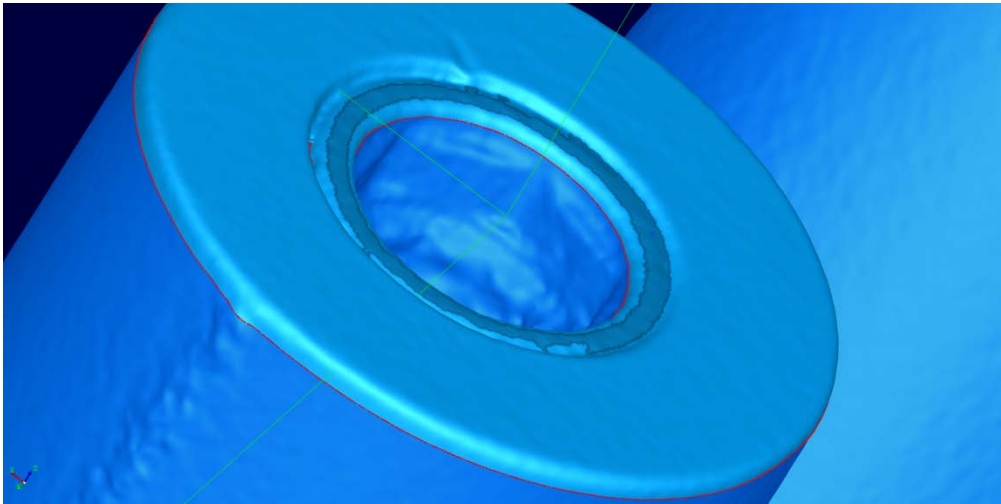


Abb. 9: Punktberechnung auf dem eingeklebten Implantat in der Referenz-STL-Datei

Es wurde zudem ein Koordinatensystem am Referenzquader angelegt. Über die Schnittgerade der beiden Symmetrieflächen der Außenflächen des Quaders wurde die z-Achse definiert. Die Schnittgerade zwischen der von hinten betrachtet linken Außenfläche und oberen Fläche des Quaders bildete die x-Achse. Die Schnittgerade zwischen der hinteren Außenfläche und der oberen Fläche des Quaders bildete die y-Achse. Der Ursprung wurde auf den Schnittpunkt der x- und y-Achse gelegt. Auf diesem Weg wurden alle Koordinatensysteme bei allen 50 Messungen angelegt (siehe Abb. 10).

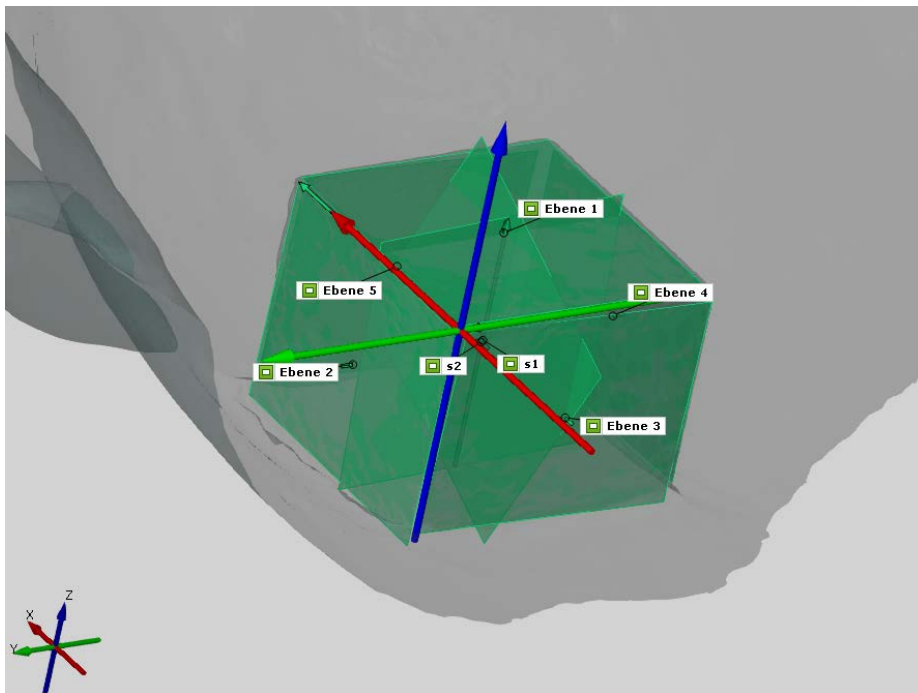


Abb. 10: Aufgespanntes Koordinatensystem im digitalen Modell, Modell von distal betrachtet (x-Achse rot, y-Achse grün, z-Achse blau)

4.2.3 Referenzschlüssel

Der Referenzschlüssel bestand aus einer Co-Cr-Legierung (*Wirobond C*, Bego Medical, Bremen, Deutschland). Dieser wurde von einem zahntechnischen Labor (Zahntechnik Eisenach, Eisenach, Deutschland) angefertigt. Die Positionen über den Implantaten waren kaminartig gestaltet und über Metallstege miteinander verbunden. Die Abformpfosten konnten so vom Verschlüsselungsmaterial (*Impregum Penta*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) umfasst werden. Der untere Anteil des kaminartigen Rings lag dem Modell auf, die Implantatschraube überragte das obere Ende zur vollständigen Umfassung des Abformpfostens. Als Referenz wurde ein vorher gefräster Metallwürfel eingesetzt (Fa. Bretthauer, Dillenburg, Deutschland), welcher in Bezug auf das Modell nach distal, mittig am Mittelsteg befestigt wurde (siehe Abb. 11).



Abb. 11: Referenzschlüssel

4.2.4 Individueller Abformlöffel

Für die Abformung der Modellsituation auf dem Urmodell wurden zwei individuelle Löffel angefertigt (Zahntechnik Eisenach, Eisenach, Deutschland). Zur Anfertigung wurde kaltpolymerisierender Kunststoff (*C Plast*, Candulor Dental, Rielasingen-Worblingen, Deutschland) aus PMMA verwendet. Dieser wurde so ausgedehnt, dass alle Zähne gefasst werden konnten. Es waren Aussparungen für die vier Abformpfosten auf den Implantatpositionen vorhanden. In der Front wurde der Kunststoff griff förmig gestaltet.



Abb. 12: Abformlöffel beidseitig dargestellt

4.2.5 Abformpfosten

Für die Pickup-Abformung und Verschlüsselung wurden Abformpfosten mit Rotationsschutz mit einem Durchmesser von 4,1 mm in Regio 16 und 26 verwendet (*IIIC41*, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA; Abb. 13). In Regio 14 und 24 wurden Abformpfosten mit einem Durchmesser von 4,1 mm ohne Rotationsschutz (*IIIC42*, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) verwendet (Tab. 15).



Abb. 13: Abformpfosten *IIIC41*

4.2.6 Abformmaterial

Als Abformmaterial wurde eine Polyether-Abformmasse (*Impregum Penta*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) verwendet, welche in Kapitel 3.3.1 beschrieben ist. Das Material wurde maschinell durch ein *Pentamix 2* Anmischgerät (3M Espe, Seefeld, Deutschland) angemischt (Tab. 15).

4.2.7 Laboranaloga

Für die Implantatposition im Gipsmodell wurden Laboranaloga der *H-Serie* (nt-Trading, Karlsruhe, Deutschland) verwendet (Abb. 3). Weiterhin wurde mit ihnen auch die Implantatposition beim Referenzschlüssel ermittelt. Vor der Verwendung wurden jedes Analoga in einem industriellen CT mit einem multisensorischen Koordinatenmessgerät (*TomoScope XS*, Werth Messtechnik, Gießen, Deutschland) vermessen (Tab. 21). Die Messung wurde mit folgenden Parametern durchgeführt: 225 kV, 200 ms, 18 μm Voxelgröße, 1 mm Sn-Filter, 1200 Schritte. Die Oberflächenauflösung lag bei 4,5 μm .

4.2.8 Gips

Zum Herstellen der Gipsmodelle der konventionellen Abformung wurde Superhartgips Typ IV (*Fujirock EP Classic*, GC, Leuven, Belgien) verwendet (Tab. 15).

4.2.9 Scanbodies

Im Folgenden werden die in der vorliegenden Studie verwendeten Scanbodies beschrieben (Tab. 21). Die Vermessung aller Scanbodies erfolgte mittels eines industriellen CTs in einem multisensorischen Koordinatenmessgerät (*TomoScope S*, Werth Messtechnik, Gießen, Deutschland).

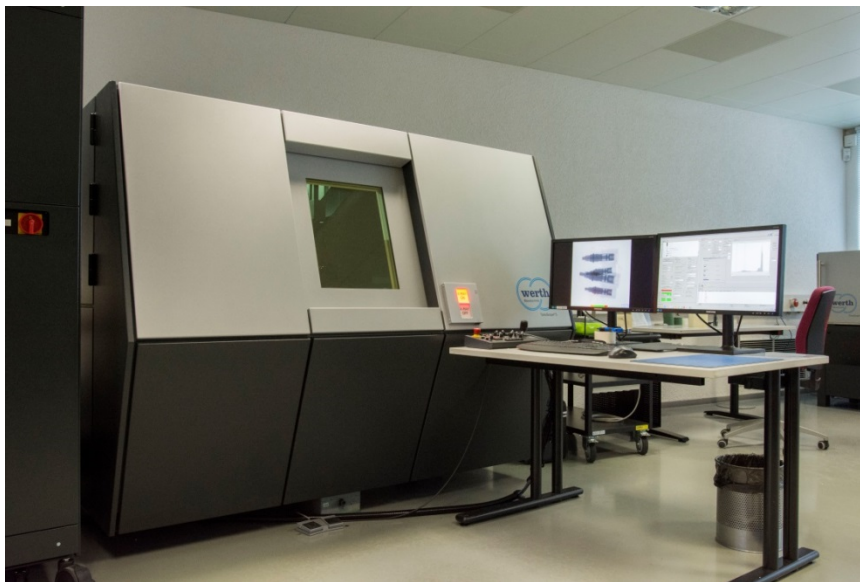


Abb. 14: Werth *TomoScope S* während der Vermessung der Scanbodies

Die Messung wurde mit folgenden Parametern durchgeführt: 225 kV, 200 ms, 18 μm Voxelgröße, 1 mm Sn-Filter, 1200 Schritte. Die Oberflächenauflösung lag bei 4,5 μm . Bei den Titan-Scanbodies (Medentika, Hügelsheim, Deutschland) wurde zudem noch

eine empirische Artefakt-Korrektur zur besseren Oberflächenstruktur gerechnet. Es entstand so jeweils eine *STL*-Datei mit dem Titan-Gerüst sowie der PEEK-Oberfläche für jeden Scanbody. Auf der Metallfläche, welcher der Implantatschulter aufsaß, wurde nach einem *best fit* Algorithmus eine Ebene konstruiert, gleichermaßen oben auf der PEEK-Oberfläche. Beim *best fit* Algorithmus wird von allen gewählten Punkten die Ebene bestimmt, an welcher sich alle Punkte am nächsten befinden. Die Mantelfläche wurde ebenfalls mit einem *best fit* Zylinder berechnet. Der Abstand zwischen den Schnittpunkten der Ebenen mit dem Zylinder wurde als Länge des Scanbodies definiert (Tab. 18, 19, 20). bei allen digitalen Abformungen wurden für jede Regio die gleich Scanbodies verwendet, ebenso zur Vermessung der konventionellen Modelle. Zur Auswertung der konventionellen und digitalen Modelle wurden die ermittelten Längen der Scanbodies ebenfalls verwendet.



Abb. 15: Verwendete Scanbodies, von links nach rechts: NT-Trading, Kulzer, Medentika.

Nt-Trading

Zur digitalen Abformung und Bestimmung der Implantatposition auf dem Urmodell wurde der *H-Serien Scanbody 3D Guide* (nt-Trading, Karlsruhe, Deutschland) verwendet. Diese sind aus Polyetheretherketon (PEEK) als Grundkörper-Material und Titan als Fügefläche gefertigt.

Kulzer

Der *cara Scanbody* (Kulzer, Hanau, Deutschland) wurde ebenfalls zur digitalen Abformung verwendet. Der Aufbau bestand aus einem PEEK-Grundkörper und einer Titan-Fügefläche.

Medentika

Der Medentika Scanbody *H1410* (Hügelsheim, Deutschland) wurde in toto aus Titan gefertigt und für die digitale Abformung verwendet.

4.2.10 Intraoralscanner

Für die digitalen Abformungen wurde der *TRIOS 3* Intraoralscanner (3 Shape, Kopenhagen, Dänemark) verwendet (Abb. 5). Die Software-Version des Intraoralscanners war Version 1.4.7.4. Dieser ist in Kapitel 3.5.2 näher beschrieben.

***4.3 In vitro* Ablauf**

4.3.1 Rahmenbedingungen

Die Versuche wurden in den Laborräumen der Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der JLU Gießen durchgeführt bei einer kontrolliert konstanten Luftfeuchtigkeit von $40 \% \pm 10 \%$ und einer konstanten Raumtemperatur von $22^{\circ} \text{C} \pm 1^{\circ} \text{C}$. Alle Arbeitsschritte, beginnend bei Abformung, Aushärten der Abformmaterialien, die digitalen Abformungen, Verschlüsselungen, sowie Herstellung und Lagerung der Gipsmodelle, als auch die abschließende Vermessung, erfolgten bei den oben genannten Bedingungen und nach Herstellerangaben.

4.3.2 Versuchsdurchführung

Verschlüsselung des Metallschlüssels

Die Abformpfosten wurden wie in Kapitel 4.2.5 beschriebenen auf die Implantate gesetzt und mit 10 Ncm angezogen.



Abb. 16: Verschlüsseltes Referenzmodell

Der korrekte Sitz wurde visuell überprüft. Der Schlüssel wurde auf der Innenseite mit *Polyether-Adhäsiv* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) dünn bestrichen, fünf Minuten trocknen gelassen und über die Pfosten positioniert. Die Verschlüsselung wurde mit ebenfalls maschinell angemischtem Polyether (3M Espe, Seefeld, Deutschland) durchgeführt. Das Material härtete fünf Minuten aus. Anschließend fand die Vermessung mit der KMM, wie in Kapitel 4.4.1 angegeben, statt.

Konventionelle Pickup-Abformung

Es wurden insgesamt zehn Pickup-Abformungen am Urmodell mit individuellen Löffeln angefertigt. Mit dem ersten Löffel wurden die Abformungen für ungerade nummerierte Modelle genommen, mit dem zweiten Löffel für gerade nummerierte Modelle. Zunächst wurden die Abformpfosten mit 10 Ncm auf den Implantaten verschraubt. Für jede Regio wurde pro Löffel stets derselbe Abformpfosten verwendet. Der Sitz wurde dabei visuell kontrolliert. Der Abformlöffel wurde gleichmäßig mit einer dünnen Schicht *Polyether-Adhäsivlack* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) bestrichen und fünf Minuten trocknen gelassen. Die Polyether-Abformmasse wurde mit dem automatischen Mischgerät *Pentamix 2* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) angemischt. Zunächst wurde eine Abformspritze beschickt, anschließend der Löffel. Mit der Spritze wurden die Abformpfosten sowie der Würfel gleichmäßig und vollständig mit Material umspritzt. Die Abformung wurde durchgeführt. Die Schrauben der Abformpfosten waren durch die Kamme des Löffels sichtbar. Die Aushärtezeit betrug fünf Minuten. Die Schrauben wurden gelöst und die Abformung, beginnend im ersten Quadranten, vom Modell abgenommen.

Zur vollständigen Rückstellung des Materials wurden die Abformungen für 45 Minuten ruhen gelassen.

Herstellung der konventionellen Gipsmodelle

Alle Abformungen wurden mit Superhartgips Typ IV (*Fujirock EP*, GC, Leuven, Belgien) ausgegossen. Das Anmischen erfolgte, wie vom Hersteller vorgegeben mit dem Verhältnis von 130 g Gips auf 26 ml destilliertem Wasser, welche per Waage sowie Messbecher bestimmt wurden. Der Gips wurde zunächst mit einem Gipsspatel 15 Sekunden von Hand verrührt, um schließlich mit einem automatischen Vakuumanmischgerät (*Multivac compact*, DeguDent, Hanau) 45 Sekunden angemischt zu werden. Nach dem Anmischen wurden die Abformungen ausgegossen und gesockelt.

Die Abformungen wurden nach 60 Minuten von dem Gipsmodell entfernt. Die Modelle wurden vor der Vermessung mit der KMM für sieben Tage gelagert.

Digitale Abformung

Der Intraoralscanner *TRIOS 3* (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurde vor der Scanserie auf Betriebstemperatur gebracht und 3D-kalibriert. Auf das Referenzmodell wurden die jeweiligen Scanbodies mit 10 Ncm eingeschraubt. Der Scan wurde jeweils auf dem Außenpunkt des Würfels begonnen, der den Ursprung des Koordinatensystems bildete (Stern in der Abb. 17).

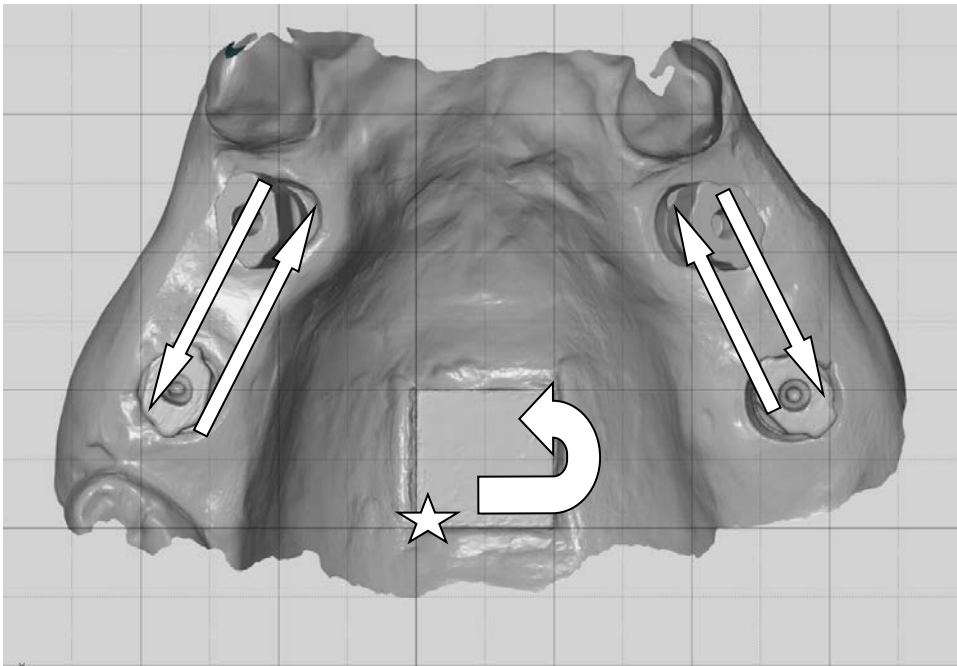


Abb. 17: Scanpfad (Stern: Beginn, dann Würfel; zunächst erster Quadrant, weiße Pfeile beschreiben die Richtung)

Danach folgte der weitere Pfad wie dargestellt. Nach dem Erfassen des Würfels wurde erst der erste, dann der zweite Quadrant von oral nach vestibulär erfasst, der Scan endete am Anfangspunkt. Es wurden zehn Situationsscans angefertigt. Die Scans wurden nicht beschnitten und einzeln als Datensätze abgespeichert. Abschließend wurden die Scans als *STL*-Dateien über den *STL*-Konverter der Software exportiert.

4.4 In vitro Auswertung

4.4.1 Vermessung und Auswertung des Referenzschlüssels

Die Vermessungen wurden mit der KMM *Thome RAPID* (Thome Präzision, Messel, Deutschland) durchgeführt (Abb. 18). Als Messsoftware wurde *Metrolog X4 Version 10*

(Metrologic Group S.A.S, Meylan, Frankreich) verwendet. Die Rundheit des Rubinkopfes am Messtaster *SP25M* (Renishaw, Pliezhausen, Deutschland) wurde an einer Kalibrierkugel in der KMM vermessen und lag bei 1,502 bzw. 3 mm.



Abb. 18: Thome Rapid Koordinaten-Messmaschine mit eingespanntem Gipsmodell

Der 3 mm Tastereinsatz diente zur Vermessung des Metallquaders auf dem Referenzmodell sowie dem Gipswürfel der konventionellen Modelle, mit dem anderen Tastereinsatz wurden alle restlichen Objekte angetastet. Die Steuerung des Messtasters und somit das Antasten der Werkstücke erfolgte zunächst manuell über eine Joystick-Bedienung. Sämtliche Ebenen wurden zunächst über vier Punkte angetastet und vom Messprogramm mit 7000 Punkten nachgemessen. Das Antasten eines Zylinders erfolgte mit 20 Punkten. In der Metrologic-Messsoftware wurde der zurückgelegte Messpfad abgespeichert, sodass die KMM diesen später bei gleichbleibender Werkstückposition automatisch abfahren konnte. Die Antastpunkte wurden in ihren x-, y- und z-Koordinaten in der Software erfasst, aus diesen konnten Objekte wie Flächen etc. konstruiert werden.

Die Messunsicherheit betrug nach VDI 2617 $3 + (L/300) \mu\text{m}$ für dreidimensionale Längenmessungen und für Volumen ^[170].

Zunächst wurde am Metallquader des Referenzmodells ein Koordinatensystem angelegt. Die Verschlüsselung wurde wie in Kapitel 4.3.2 beschrieben durchgeführt. Fünfzehn Minuten danach wurde, wie in Kapitel 4.2.2 beschrieben, am Referenzwürfel des Schlüssels ein zweites Koordinatensystem angelegt. Der Ursprung wurde von distal betrachtet auf die linke untere Ecke gelegt. Danach wurden die Schrauben gelöst und der Schlüssel vom Modell entfernt. Es wurden die Laboranaloge der *H-Serie* (nt-trading, Karlsruhe, Deutschland; Tab. 21) auf die Abformpfosten mit 10 Ncm aufgeschraubt, der Sitz visuell überprüft. Der Schlüssel wurde in einer Haltevorrichtung starr fixiert. Am Referenzwürfel des Schlüssels wurde ein drittes Koordinatensystem angelegt. Dieses wurde mit dem zweiten Koordinatensystem des Schlüssels verbunden, als dieser sich noch auf dem Referenzmodell befand, sodass die gemessenen Punkte direkt ins erste Koordinatensystem übertragen werden konnten. Die Laboranaloge wurden angetastet. Der Schnittpunkt der oberen Ebene mit der Zylinderachse wurde jeweils um einen vorher ermittelten Wert verlagert. So konnten die gesuchten übertragenen Punkte ermittelt und im Koordinatensystem des Referenzmodells angezeigt werden. Die erhaltenen Punkte wurden in der 3D-Messsoftware *GOM Inspect 2018* (GOM, Braunschweig, Deutschland) mit den Referenzpunkten aus dem CT-Scan verglichen und die lineare Abweichung ermittelt.

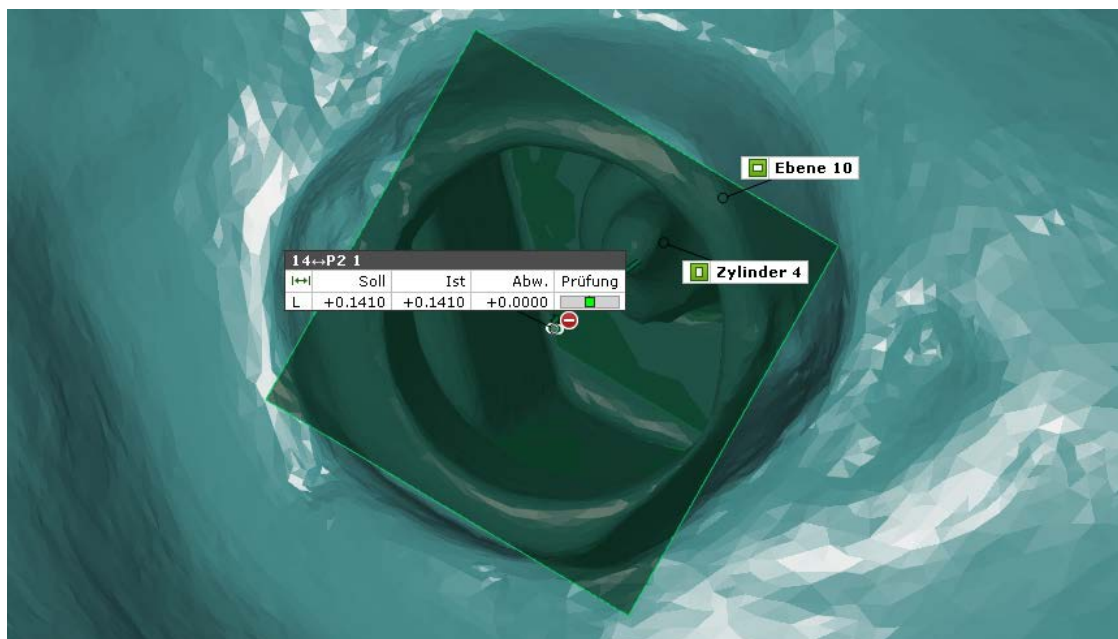


Abb. 19: Bestimmung der linearen Abweichung in der *GOM Inspect 2018* am Beispiel der digitalen Implantatabformung, Modellansicht von unten, Soll - Ist-Vergleich

4.4.2 Vermessung und Auswertung der konventionellen Modelle

Zur Vermessung der Gipsmodelle wurden die Scanbodies (nt-Trading, Karlsruhe, Deutschland) mit 10 Ncm verschraubt. Das Modell wurde in einer Vorrichtung auf dem Messtisch starr fixiert. Die erste Vermessung mit der Messsoftware Metrologic wurde von dieser aufgezeichnet. Es wurde auf dem Gipswürfel ein Koordinatensystem angelegt. Über das Antasten der Scanbodies konnten die gesuchten Punkte ermittelt werden. Begonnen wurde stets im zweiten Quadranten. Das Programm wurde in einer Schleife fünf Mal ausgeführt. Aus den fünf Messungen wurde der Mittelwert für die x-, y- und z-Koordinaten der einzelnen Punkte ermittelt. In der 3D-Messsoftware *GOM Inspect 2018* konnte mit den gemittelten Werten ebenfalls die lineare Abweichung zu den Referenzpunkten bestimmt werden.

4.4.3 Vermessen und Auswertung der digitalen Modelle

Die Auswertung fand in der 3D-Messsoftware *GOM Inspect 2018* statt. Nachdem das Koordinatensystem angelegt war, wurde auf den Scanbodies oben eine *fitting Ebene* und darum herum ein *fitting Zylinder* erzeugt. Dies sind nach einer Gauß-Verteilung bestmöglich ausgerichtete Elemente. So konnten, wie bei der konventionellen Auswertung, die gesuchten Punkte bestimmt werden. An den berechneten Punkten wurde die lineare Abweichung zu den Referenzpunkten bestimmt.

4.4.4 Statistische Analyse

Das Erstellen der Statistik erfolgte mit der Software *IBM SPSS 25.0.0.2*. Die statistische Beratung erfolgte durch Herrn Dr. Johannes Hermann.

Zunächst wurden, wie in Kapitel 4.4.1 beschrieben, die linearen Abweichungen aller fünf untersuchten Methoden erhoben. Diese wurden anschließend statistisch ausgewertet. Es sollte dabei untersucht werden, ob sich die Faktorstufen der beiden Faktoren „Methode“ mit fünf Stufen (Referenzschlüssel, konventionelle Abformung sowie die drei verschiedenen digitalen Abformungen mit den verschiedenen Scanbodies) und „Position“ mit vier Stufen (Regio 16, 14, 24 und 26) signifikant voneinander unterscheiden in Bezug auf die abhängige Variable „absolute Abweichung“. Dafür wurde eine zweifaktorielle 5x4-ANOVA (Varianzanalyse) angewendet, wobei die Varianzheterogenität mitmodelliert wurde. Im Rahmen der ANOVA wurden paarweise Nachhervergleiche der geschätzten Randmittel der Methoden innerhalb der Positionen sowie der Positionen innerhalb der Methoden gerechnet. Diese wurden nach *SIDAK* kontrolliert für multiples

Testen. Zusätzlich wurden die Varianzen der Methoden paarweise getestet mittels Levene-Test.

Das Signifikanzniveau (Irrtumswahrscheinlichkeit) wurde auf 5 % ($p \leq 0,05$) festgelegt. Dabei wurden Testergebnisse mit $p \leq 0,05$ als signifikant interpretiert.

Zur besseren Übersichtlichkeit wurden Boxplot-Diagramme erstellt.

4.5 *In vivo* verwendete Materialien

Soweit nicht anders aufgeführt, entsprachen die *in vivo* verwendeten Materialien denen im *in vitro* Versuchsteil.

4.5.1 *Implantate*

Abhängig von der Region wurden unterschiedliche Durchmesser verwendet (3,4 mm, 4,1 mm und 5 mm).

4.5.2 *Metall Referenzschlüssel*

Der Referenzschlüssel bestand aus einer Co-Cr-Mo-Legierung. Dieser wurde individuell für jeden Patienten von einem zahntechnischen Labor (Zahntechnisches Labor Swiss Blend, Kempen, Deutschland) angefertigt. Bis auf den nicht vorhandenen Referenzwürfel entsprachen die restlichen Merkmale sowie das Verschlüsselungsmaterial dem *in vitro* verwendeten Schlüssel (siehe Abb. 20).

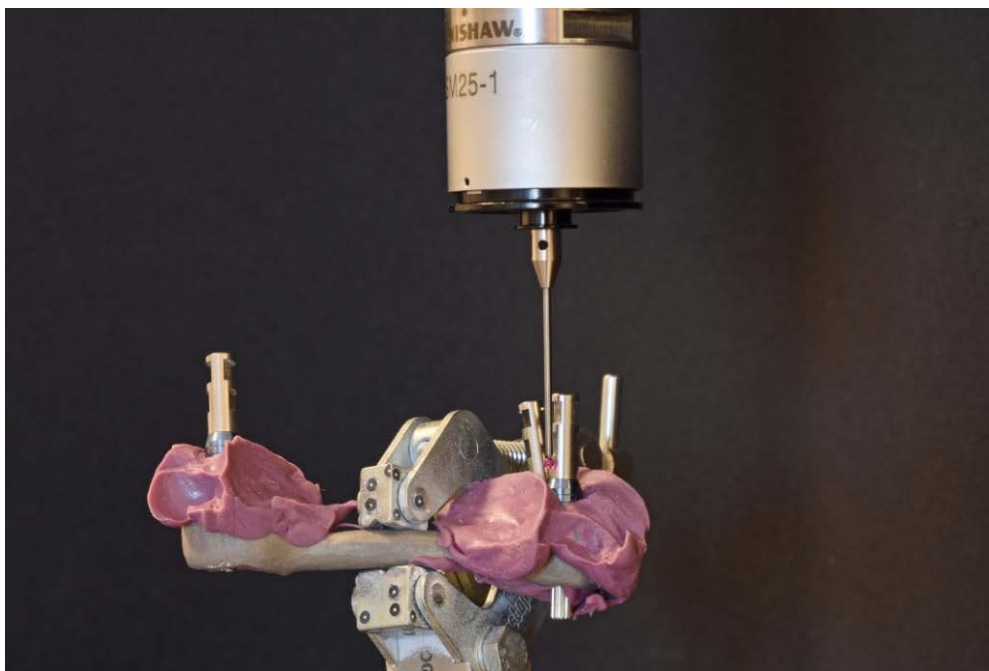


Abb. 20: Intraoraler Referenzschlüssel mit der KMM angetastet

4.5.3 Individueller Abformlöffel

Für die Abformung der Modellsituation auf dem Urmodell wurde ein individueller Löffel angefertigt (Zahntechnisches Labor Swiss Blend, Kempen, Deutschland). Die Merkmale und Herstellung entsprachen den *in vitro* verwendeten Löffeln.

4.5.4 Laboranaloga

Für die Implantatposition im Gipsmodell wurden Laboranaloga entsprechende des Implantatdurchmessers (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) verwendet.

4.5.5 Gips

Zum Herstellen der Gipsmodelle der konventionellen Abformung bei den *in vivo* Versuchen der Studie wurde Superhartgips Typ IV (*Moldasynt*, Kulzer, Hanau, Deutschland) verwendet.

4.6 In vivo Ablauf und Auswertung

Der *in vivo* Ablauf verhielt sich ähnlich zum *in vitro* Ablauf. Unterschiedlich war, dass kein Referenzwürfel vorhanden war, über den eine spätere Ausrichtung hätte stattfinden können.

4.6.1 Rahmenbedingungen

Die Ethik-Kommission des Fachbereichs Medizin der JLU Gießen bewilligte mit einem positiven Votum am 21.07.2017 (AZ 163/15) das Studienvorhaben. Die klinische Studie ist beim deutschen Register klinischer Studien (DRKS-ID: DRKS00014948) registriert. Die Untersuchungen wurden an zwei Standorten (Lübeck, München) durch zwei Prüfungszahnärzte durchgeführt. Die Studienteilnehmer wurden vor der Behandlung über den Inhalt und deren Ablauf aufgeklärt, die Einwilligung wurde durch Unterschrift auf einem von der Ethik-Kommission genehmigten Aufklärungsbogen festgehalten.

4.6.2 Probanden/Patienten

Die Patientenaquise wurde durch eine Kooperation mit den verschiedenen Standorten des Dr. Z - Zahnmedizinischen Versorgungszentrums zusammen durchgeführt.

Einschlusskriterien

Die Voraussetzung zur Teilnahme an der Studie war die Versorgung mit mindestens drei *T3 Non-Platform Switched Certain Tapered* Implantaten (Biomet 3i, Palm Beach

Gardens, USA) in zwei Quadranten eines Kiefers. Daraus ergab sich die Form eines Dreieckes.

Ausschlusskriterien

Patienten, welche nicht mindestens drei Implantate aufwiesen bzw. Implantate anderer Hersteller besaßen oder bei denen die Positionen der drei Implantate keine Form eines Dreieckes bildeten, wurden nicht in die Studie aufgenommen.

4.6.3 Klinischer Ablauf

Der Ablauf der Studie erfolgte in mehreren Sitzungen an einem der oben genannten Orte von einem der beiden Prüfungszahnärzte.

Erste Sitzung

Der Patient wurde nach Überprüfung der Einschlusskriterien ausgewählt sowie über die Teilnahme an der Studie mit einem von der Ethik-Kommission genehmigten Bogen aufgeklärt. Eine schriftliche Einwilligung erfolgte. Nach der Einheilzeit von vier Monaten im Unterkiefer und drei Monaten im Oberkiefer nach Implantation erfolgten durch die Prüfungszahnärzte eine radiologische Kontrolle sowie die chirurgische Freilegung der Implantate. Dabei wurden die Einheilschrauben der Implantate entfernt und ein Gingivaformer mit 20 Ncm eingeschraubt.

Zweite Sitzung

Der Patient wurde wieder einbestellt, sobald die Wunde von der Freilegung verheilt war. Es wurde eine digitale und konventionelle Implantatabformung durchgeführt.

Digitale Abformung

Der *TRIOS* Intraoralscanner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurde vor jedem Scan auf Betriebstemperatur gebracht und kalibriert. Der Patient wurde im Scanner mit einer ID sowie seinen Initialen angelegt. Vorbereitend für den Scan wurde der Patient im Vestibulum mit *DryTips* (Microbrush, Milwaukee, USA) trockengelegt, die Lippen wurden mit einem *OptraGate* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) offen gehalten. Es wurde ein Situationsscan durchgeführt. Der Scanpfad wurde distoorale im ersten bzw. dritten Quadranten begonnen. Der Kiefer wurde bis zum Ende des folgenden Quadranten gescannt. Der Scankopf wurde nach vestibulär gedreht und der verbleibende vestibuläre Anteil digitalisiert.

Zur vollständigen Datenerhebung wurde der Intraoralscan nicht vom Behandler beschnitten. Anschließend wurden durch Anlegen zweier Standardkopien des Situations-scans zwei Kopien für den weiteren Studienablauf angefertigt. Die Regionen der Implantate wurden dafür ausgeschnitten. Der Export der Daten erfolgte standardisiert als *STL*-Datei über die Scannersoftware.

Konventionelle Abformung

Nachdem der intraorale Scan abgeschlossen wurde, erfolgte die Wahl des passenden Löffels für eine Doppelmischabformung. Diese wurde mit dem A-Silikon *V-Posil* heavy und medium body (Voco, Cuxhaven, Deutschland) durchgeführt. Der *V-Posil* medium body wurde mit einem Handdispenser auf die Zähne aufgebracht, das heavy body wurde maschinell angemischt, in den Mund zur Abformung eingebracht und härtete dort fünf Minuten aus.

Nach Herausnahme aus dem Patientenmund wurde die Abformung für fünf Minuten in einem Desinfektionsbad desinfiziert. Die Gingivaformer wurden wieder eingebracht und mit 20 Ncm festgeschraubt. In einem zahntechnischen Labor (Zahntechnisches Labor Swiss Blend, Kempen, Deutschland) wurde diese mit Superhartgips Typ IV ausgegossen (*Moldasynt*, Kulzer, Hanau). Auf Grundlage des danach angefertigten Zweit-ausgusses wurde ein Modell für den individuellen Löffel der späteren Pickup-Abformung hergestellt.

Dritte Sitzung

Zunächst wurde der Patient, wie in der vorherigen Sitzung, relativ trockengelegt und mit einem *OptraGate* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) präpariert. Die Gingivaformer wurden herausgeschraubt und passende Scanbodies (*3D Guide H-Serie*, nt-trading, Karlsruhe, Deutschland) eingebracht und mit 10 Ncm angezogen. Es wurde die erste Kopie des Situationsscans im Scanner geöffnet, die Bereiche der Implantate nachgescannt und abgespeichert. Die Materialien zur relativen Trockenlegung wurden entfernt und die Scanbodies gegen Pickup-Abformpfosten mit Rotationsschutz (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) ausgetauscht. Der individuelle Löffel wurde anprobiert und im Anschluss mit *Polyether-Adhäsiv* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) bestrichen und getrocknet. Polyether-Abformmasse (*Impregum Penta*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) wurde maschinell angemischt (*Pentamix 2*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) und in einer Polyether-Spritze sowie dem Löffel verteilt. Zunächst wurden die Abformpfosten

umspritzt, danach wurde der Löffel eingesetzt und für fünf Minuten zur Aushärtung im Mund des Patienten belassen. Die Schrauben der Abformpfosten wurden danach herausgedreht, die Abformung entfernt. Die Gingivaformer wurden wieder eingesetzt und mit 20 Ncm festgeschraubt.

Die beiden Intraoralscans mit den verschiedenen Scanpfosten wurden über den *STL*-Konverter als *STL*-Dateien über die Scannersoftware exportiert.

Die *Impregum*-Abformung wurde für fünf Minuten in ein Desinfektionsbad gelegt. In einem zahntechnischen Labor (Zahntechnisches Labor Swiss Blend, Kempen, Deutschland) wurde diese mit Superhartgips Typ IV ausgegossen und ein Arbeitsmodell hergestellt. Darauf erfolgte die Herstellung des Zahnersatzes und des Metallschlüssels.

Vierte Sitzung

Die Gingivaformer wurden abgeschraubt, das fertiggestellte Gerüst wurde anprobiert. Nach Anprobe wurden die Gerüste wieder entfernt und durch Abformpfosten ersetzt. Nach Anprobe des Schlüssels wurde dieser in Endposition gebracht, die Abformpfosten mit 10 Ncm eingeschraubt. Die Position der Abformpfosten im Schlüssel wurde über das Einspritzen von *Impregum* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) verschlüsselt. Die Aushärtungszeit betrug fünf Minuten. Die Befestigungsschraube wurde herausgeschraubt, der Schlüssel aus dem Mund entnommen und fünf Minuten im Desinfektionsbad desinfiziert. Die Gingivaformer wurden wieder eingesetzt und mit 20 Ncm festgeschraubt.

Im Labor erfolgte die Fertigstellung des Zahnersatzes.

Fünfte Sitzung

Die Passung des Zahnersatzes wurde kontrolliert und der Zahnersatz eingegliedert.

4.6.4 In vivo Auswertung

Die Punktberechnung fand an den konventionellen und digitalen Modellen wie im *in vitro* Versuchsteil statt. Lediglich der Vergleich erfolgte über einen *best fit* Algorithmus. Dafür wurden alle Punkte in ihrer Distanz zueinander beibehalten und bestmöglich mit den ermittelten Punkten der jeweils anderen Methoden übereinander gelegt. So entstanden zehn verschiedene Vergleichsdatensätze, bei welchen jeweils die Abstände zwischen den einzelnen Regionen ausgegeben wurden.

5 Ergebnisse

Im *in vitro* Teil der Studie wurden die digitalen Datensätze von zehn Referenzschlüsseln, zehn konventionellen Abformungen und 30 digitalen Abformungen mit dem Referenzdatensatz aus dem CT verglichen. Aus chronologischen Gründen werden zunächst die Ergebnisse des Referenzschlüssels, danach der konventionellen Abformung und schließlich der digitalen Abformungen aufgelistet. Trotz einer Normalverteilung der Werte wurden zur besseren Übersichtlichkeit der Darstellung die Ergebnisse über Boxplots visualisiert. Es wird farblich zwischen Methode und Position unterschieden. In den Tabellen sind zunächst jeweils die Mittelwerte (arithmetisches Mittel) und die Standardabweichungen dargestellt. Weiterhin werden die Ergebnisse der statistischen Analyse angegeben. Ein p -Wert $\leq 0,05$ gibt dabei einen signifikanten (ab $p < 0,001$ hochsignifikant) Unterschied zwischen den Prüfgruppen an und wird in den Tabellen sichtlich hervorgehoben. Nicht signifikante Unterschiede ($> 0,05$) sind ebenfalls angegeben.

5.1 *In vitro* Ergebnisse

Beim *in vitro* Versuchsteil der Studie wurden für den Referenzschlüssel neben der linearen Abweichung der einzelnen Punkte auch die Abstands- und Winkelabweichungen erhoben. Für die konventionelle und digitale Implantatabformung wurden jeweils die linearen Abweichungen ausgewertet. Die Auswertung der linearen Abweichung fand wie in Kapitel 4.4.3 beschrieben statt.

5.1.1 Vergleich aller Methoden

Lineare Abweichung

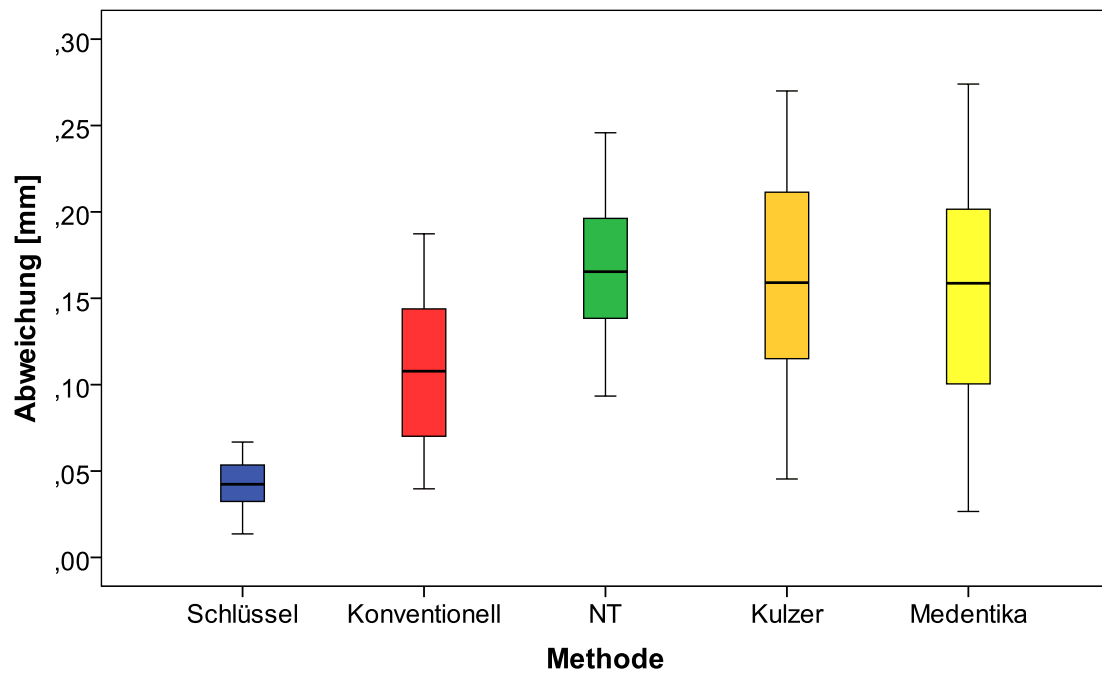


Abb. 21: Boxplot Diagramm - Vergleich der linearen Abweichung der verwendeten Methoden

Tab. 3: p-Werte - lineare Abweichungen der verwendeten Methoden

Abkürzungen: S = Referenzschlüssel; K = konventionelle Abformung; SB 1 = NT-Trading Scanbody; SB 2 = Kulzer Scanbody; SB 3 = Medentika Scanbody

S - K	< 0,001
S - SB 1	< 0,001
S - SB 2	< 0,001
S - SB 3	< 0,001
K - SB 1	< 0,001
K - SB 2	< 0,001
K - SB 3	< 0,001
SB 1 - SB 2	1,000
SB 1 - SB 3	0,937
SB 2 - SB 3	0,999

Der Referenzschlüssel zeigte von allen untersuchten Methoden die geringste Abweichung im Vergleich zum Referenzmodell. Zudem unterschied er sich hochsignifikant zu allen anderen untersuchten Methoden. Die konventionelle Abformung zeigte die zweithöchste Genauigkeit und unterschied sich hochsignifikant von den drei digitalen Abformmethoden.

Die drei untersuchten Scanbodies unterschieden sich in ihrer Übertragungsgenauigkeit nicht signifikant voneinander, die NT-Trading Scanbodies wiesen die höchste Präzision auf.

5.1.2 Referenzschlüssel

Lineare Abweichung zum Referenzmodell

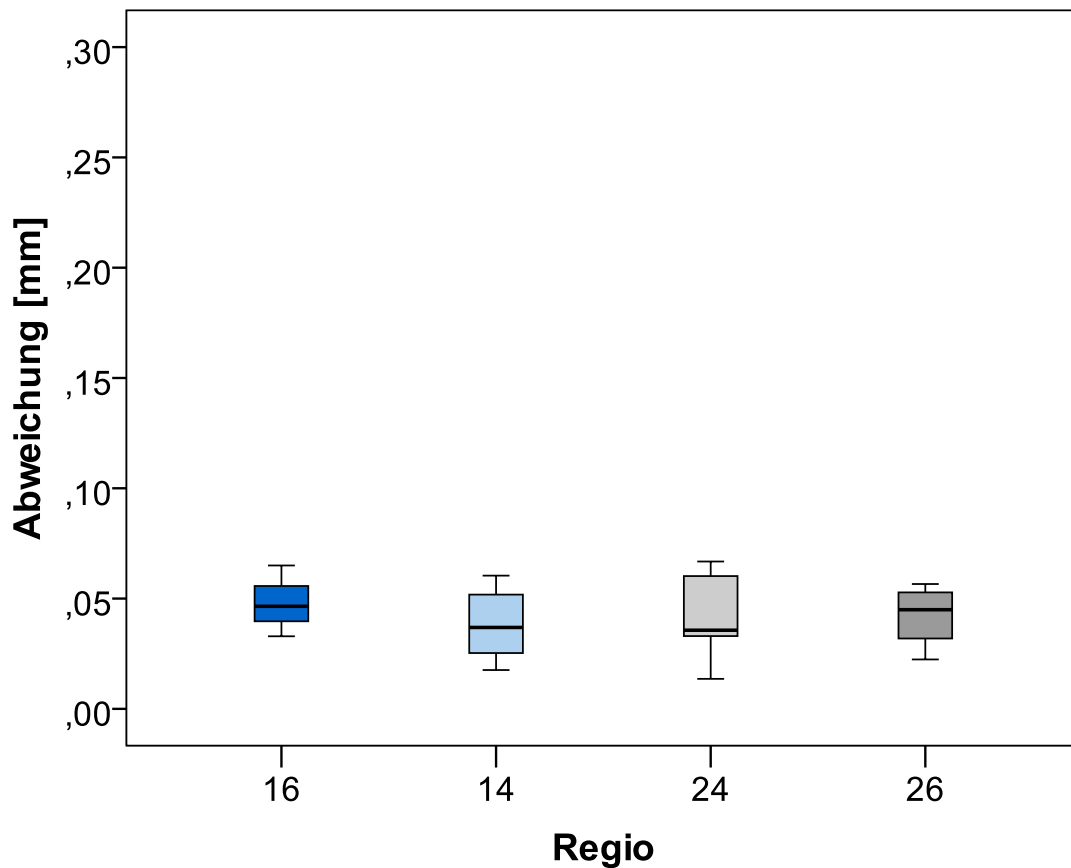


Abb. 22: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen des Referenzschlüssels

Tab. 4: p-Werte - lineare Abweichungen der Positionen des Referenzschlüssels

16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
0,643	0,866	0,982	1,000	0,976	0,999

Die linearen Abweichungen der verschiedenen Positionen des Referenzschlüssels unterschieden sich nicht signifikant voneinander. In Regio 16 und 26 zeigte sich jeweils die höhere Präzision bei einer geringeren Richtigkeit. Die Übertragungen in Regio 14 und 24 wiesen die höhere Richtigkeit auf, waren jedoch unpräziser.

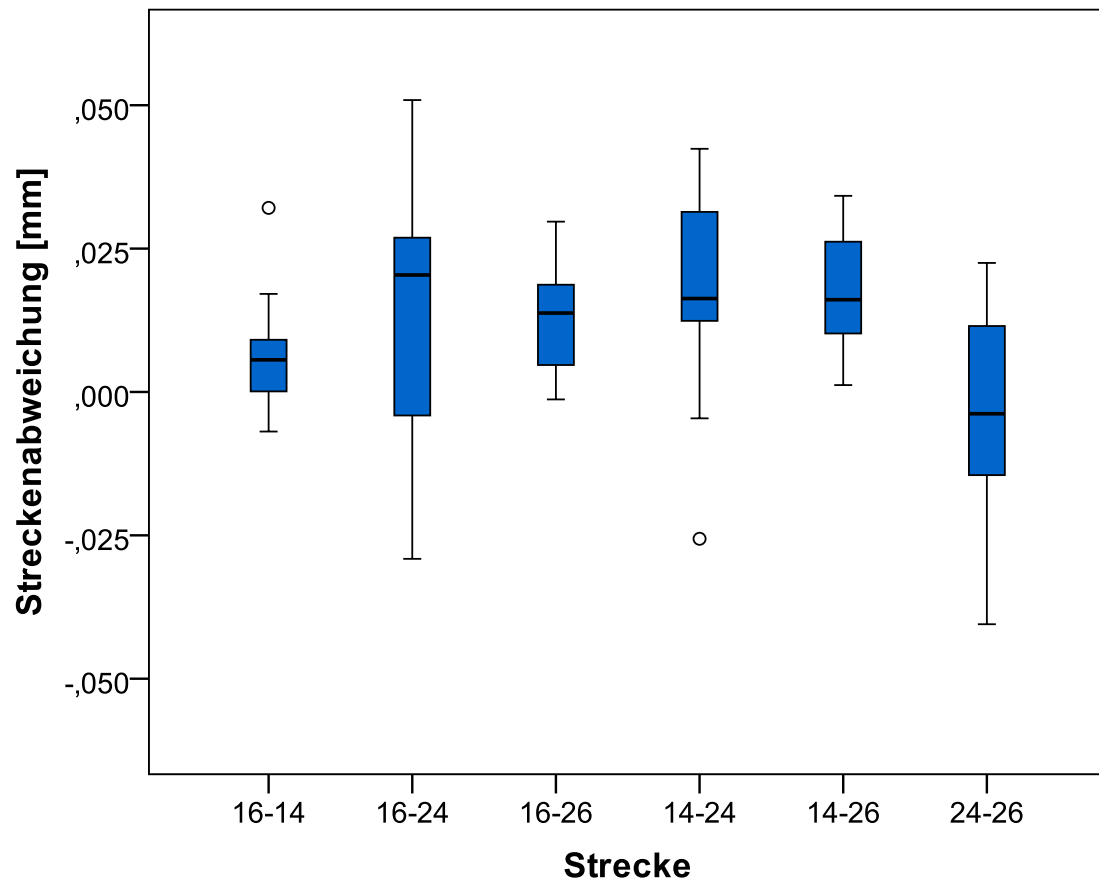
Abstandsmessungen

Abb. 23: Boxplot Diagramm - Abstandsmessungen des Referenzschlüssels, lineare Abweichungen

Tab. 5: p-Werte - Abstandsmessungen des Referenzschlüssels, lineare Abweichungen

Regio	16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
16 - 14	-	0,469	0,217	0,182	0,044	0,113
16 - 24	0,469	-	0,981	0,685	0,636	0,081
16 - 26	0,217	0,981	-	0,556	0,349	0,018
14 - 24	0,182	0,685	0,556	-	0,978	0,240
14 - 26	0,044	0,636	0,349	0,978	-	0,005
24 - 26	0,113	0,081	0,018	0,240	0,005	-

Bei den Abstandsmessungen des Referenzschlüssels zeigte sich die geringste Abweichung zum Referenzmodell zwischen Regio 24 und 26, die höchste Abweichung zwischen Regio 14 und 24. Bei der Abstandsmessung zwischen Regio 16 und 24 sowie 24 und 26 zeigte sich jeweils die geringste Präzision.

Weiterhin wiesen die Strecken 14 - 26 und 16 - 14, 24 - 26 und 16 - 26 sowie 24 - 26 und 14 - 26 signifikante Unterschiede zueinander auf.

Winkelabweichungen

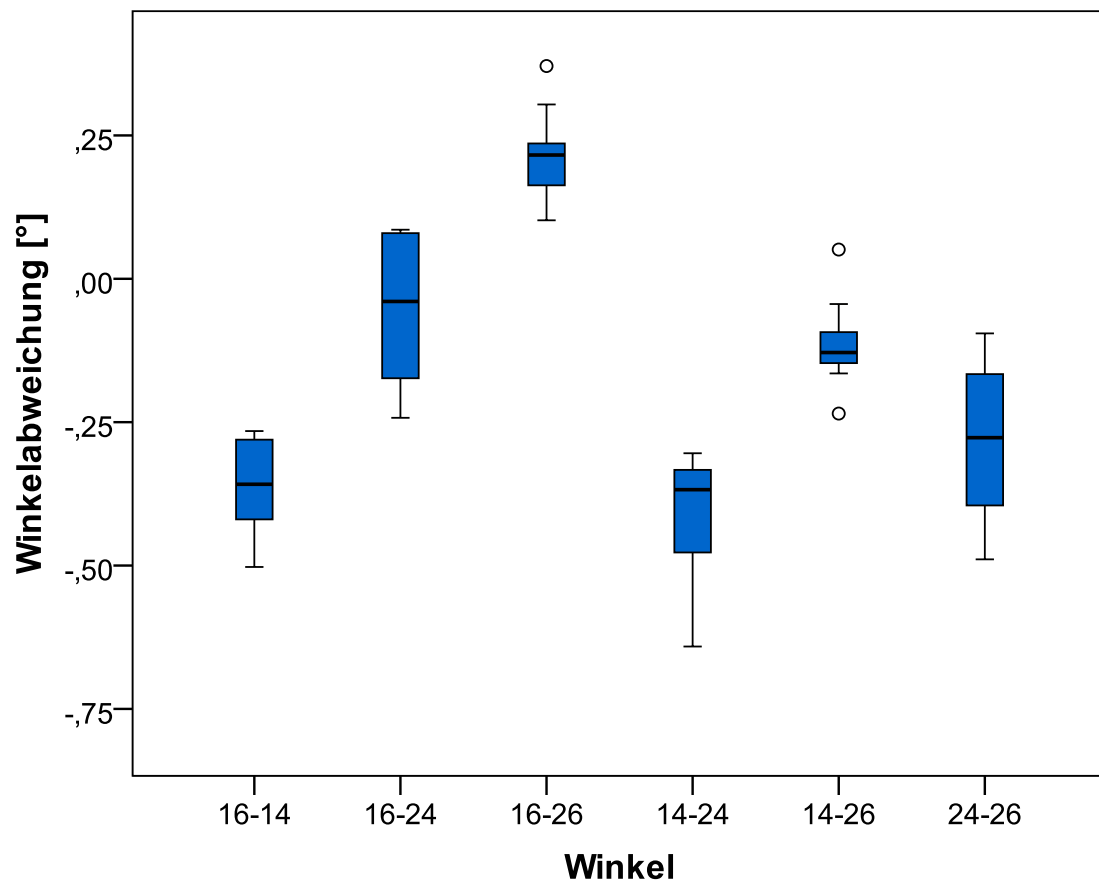


Abb. 24: Boxplot Diagramm - Winkelabweichungen des Referenzschlüssels

Tab. 6: p-Werte - Winkelabweichungen des Referenzschlüssels

Regio	16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
16 - 14	-	0,001	0,001	0,332	0,001	0,127
16 - 24	0,001	-	0,005	0,001	0,548	0,001
16 - 26	0,001	0,005	-	0,001	0,008	0,152
14 - 24	0,332	0,001	0,001	-	0,001	0,038
14 - 26	0,001	0,548	0,008	0,001	-	0,002
24 - 26	0,127	0,001	0,152	0,038	0,002	-

Die geringste Winkelabweichung im Vergleich zum Referenzmodell zeigte sich zwischen Regio 16 - 24. Dort zeigte sich mit Regio 24 - 26 zusammen jedoch auch die geringste Präzision. Die höchste Winkelabweichung lag zwischen Regio 14 und 24 vor. Wie in Tab. 6 zu sehen weicht eine Vielzahl der verglichenen Regionen signifikant voneinander ab.

5.1.3 Konventionelle Abformungen

Lineare Abweichung

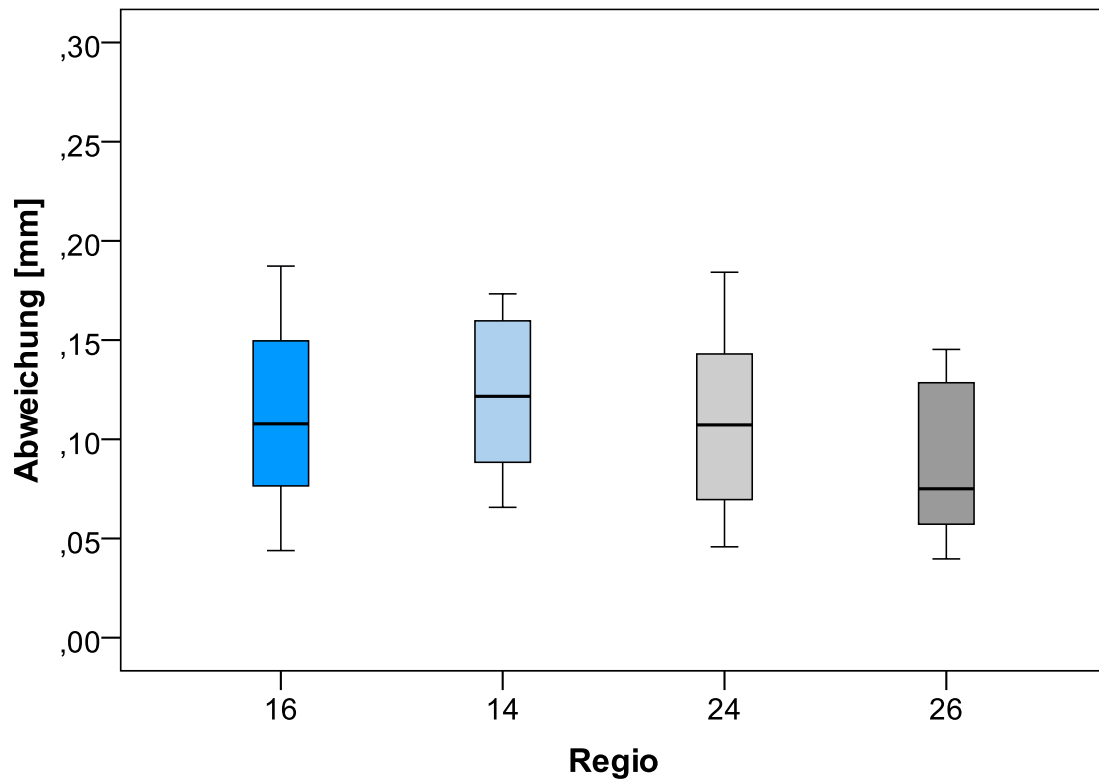


Abb. 25: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der konventionellen Abformungen

Tab. 7: p-Werte - lineare Abweichungen der Positionen der konventionellen Abformungen

16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
0,972	1,000	0,818	0,991	0,312	0,725

Die linearen Abweichungen der verschiedenen Positionen der konventionellen Abformung unterschieden sich nicht signifikant voneinander. Regio 26 wies die höchste Richtigkeit auf. Die Präzision ist mit Regio 14 vergleichbar, wobei diese die geringste Richtigkeit aufweist. Regio 16 und 24 haben die geringste Präzision, die Richtigkeit ist ähnlich zu den anderen Positionen ist ähnlich.

5.1.4 Digitale Abformungen

Lineare Abweichung

NT-Trading

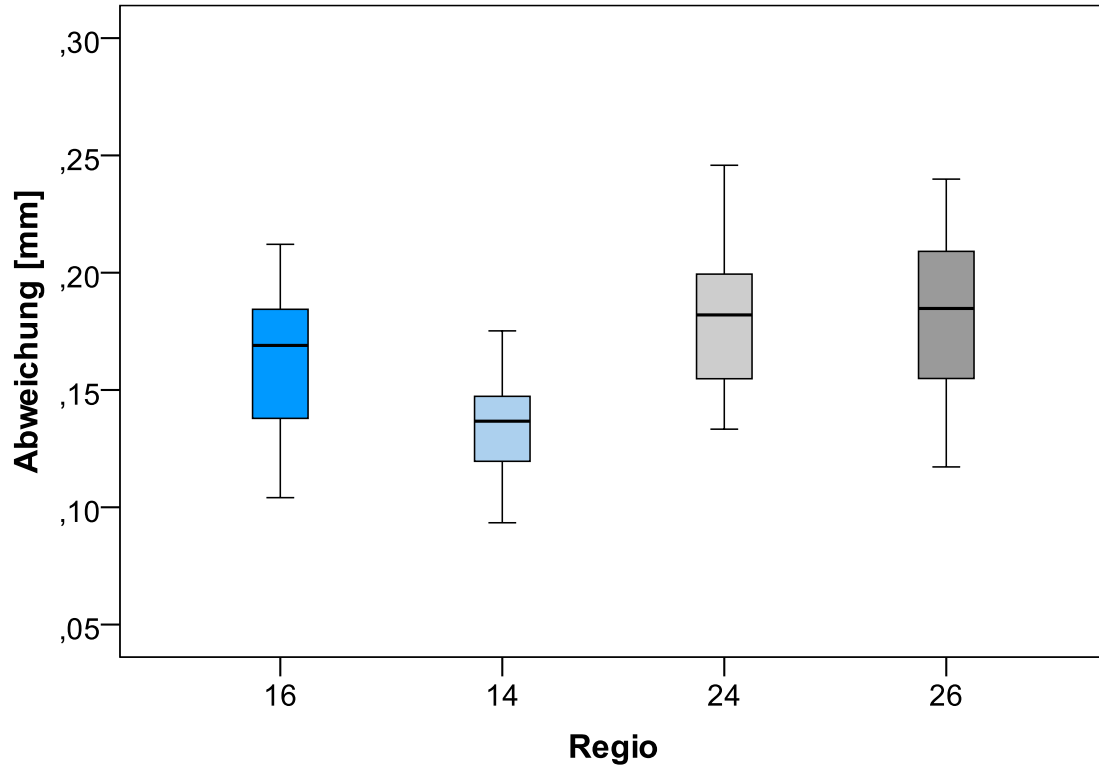


Abb. 26: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der NT-Trading Scanbodies

Tab. 8: p-Werte - lineare Abweichungen der NT-Trading Scanbodies

16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
0,267	0,877	0,745	0,023	0,012	1,000

In Regio 14 wiesen die digitalen Abformungen mit den NT-Trading Scanbodies, bezogen auf die lineare Abweichung, die höchste Genauigkeit auf. Dabei unterschieden sich Regio 14 signifikant zu Regio 24 und 26, jedoch nicht signifikant zu Regio 16. Regio 16, 24 und 26 unterschieden sich untereinander nicht signifikant voneinander.

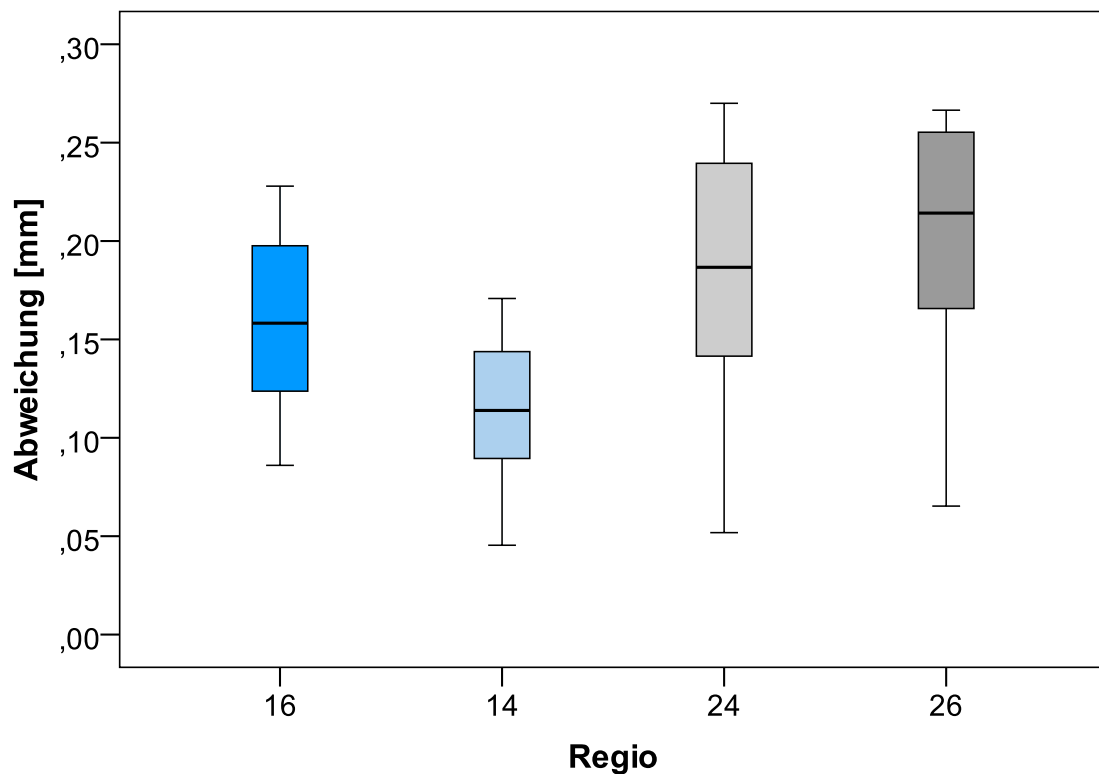
Kulzer

Abb. 27: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der Kulzer Scanbodies

Tab. 9: p-Werte - lineare Abweichungen der Kulzer Scanbodies

16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
0,383	0,995	0,625	0,131	0,014	0,936

In Regio 14 wiesen die digitalen Abformungen mit den Kulzer Scanbodies, bezogen auf die lineare Abweichung, die höchste Genauigkeit auf. Dabei unterschied sich Regio 14 signifikant zu Regio 24, jedoch nicht signifikant zu Regio 16 und 26. Regio 16, 24 und 26 unterschieden sich untereinander nicht signifikant voneinander.

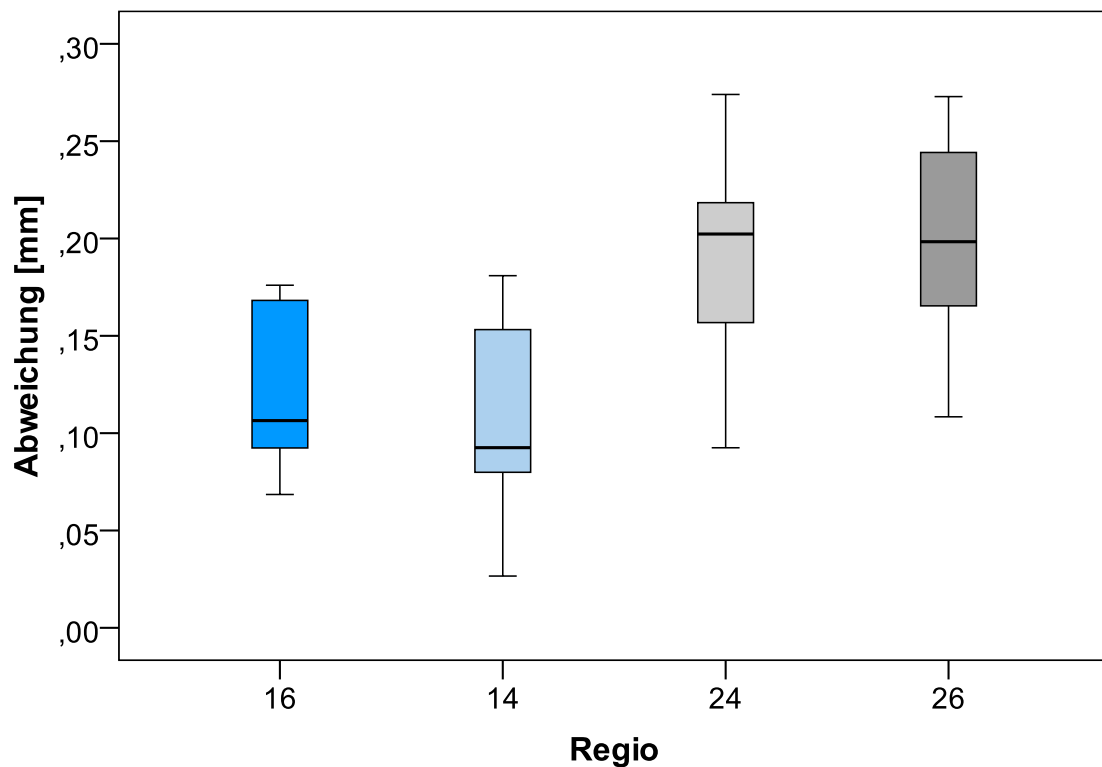
Medentika

Abb. 28: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der Medentika Scanbodies

Tab. 10: p-Werte - lineare Abweichungen der Medentika Scanbodies

16 - 14	16 - 24	16 - 26	14 - 24	14 - 26	24 - 26
0,964	0,022	0,010	0,002	0,001	1,000

In Regio 14 wiesen die digitalen Abformungen mit den Medentika Scanbodies, bezogen auf die lineare Abweichung, die höchste Richtigkeit auf. In Regio 16 zeigte sich eine vergleichbare Richtigkeit, jedoch eine höhere Präzision als in Regio 14. Regio 14 unterschied sich in seiner Richtigkeit jeweils signifikant zu Regio 24 und 26. Regio 24 und 26 unterscheiden sich untereinander nicht signifikant voneinander.

5.2 *In vivo* Ergebnisse

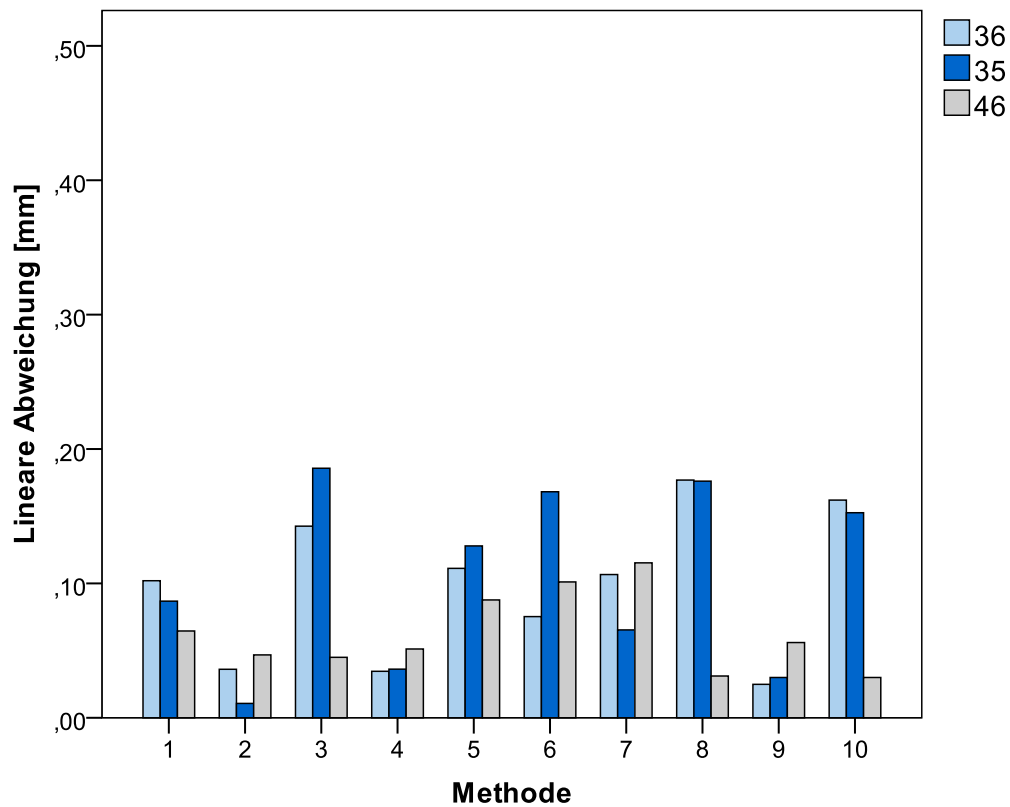
Im Folgenden sind die Ergebnisse der drei vorliegenden *in vivo* Patienten dargestellt. Zur besseren Übersichtlichkeit wurden alle vorliegenden Methoden (Referenzschlüssel, konventionelle Abformung, die drei digitalen Abformungen) jeweils gegeneinander verglichen und die Ergebnisse im Folgenden als Säulendiagramme dargestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden aus den drei Regionen der Methoden Mittelwerte gebildet. Obwohl die Aussage bei $n = 3$ außerordentlich gering ist, wurden die Methoden der Vollständigkeit halber jeweils mit einem t-Test auf ihre Signifikanz untereinander überprüft.

Die Nummerierung der Abszisse steht dabei aus Übersichtlichkeitsgründen für folgende durchgeführte Vergleiche:

- **1** = Schlüssel (im Folgenden S) - konventionelle Abformung (im Folgenden K)
- **2** = S - SB 1 (NT-Trading)
- **3** = S - SB 2 (Kulzer)
- **4** = S - SB 3 (Medentika)
- **5** = K - SB 1
- **6** = K - SB 2
- **7** = K - SB 3
- **8** = SB 1 - SB 2
- **9** = SB 1 - SB 3
- **10** = SB 2 - SB 3

Die verschiedenfarbigen Säulen stellen dabei die verschiedenen Implantatregionen der Patienten dar.

5.2.1 Patient 1

Abb. 29: Lineare Abweichungen zwischen den untersuchten *in vivo* Methoden bei Patient 1

Tab. 11: p-Werte der linearen Abweichungen bei Patient 1

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	-	0,250	0,405	0,220	0,199	0,364	0,581	0,430	0,031	0,527
2	0,250	-	0,096	0,472	0,008	0,048	0,026	0,123	0,709	0,129
3	0,405	0,096	-	0,117	0,738	0,858	0,553	0,958	0,110	0,880
4	0,220	0,472	0,117	-	0,006	0,058	0,028	0,148	0,753	0,158
5	0,199	0,008	0,738	0,006	-	0,853	0,533	0,721	0,009	0,899
6	0,364	0,048	0,858	0,058	0,853	-	0,579	0,825	0,057	1,000
7	0,581	0,026	0,553	0,028	0,533	0,579	-	0,560	0,032	0,694
8	0,430	0,123	0,958	0,148	0,721	0,825	0,560	-	0,139	0,848
9	0,031	0,709	0,110	0,753	0,009	0,057	0,032	0,139	-	0,148
10	0,527	0,129	0,880	0,158	0,899	1,000	0,694	0,848	0,148	-

Bei Patient 1 zeigten sich bei der digitalen Abformung mit SB 1 und 3 die geringsten linearen Abweichungen zum Referenzschlüssel. Bei SB 2 zeigte sich hingegen die größte Abweichung, vor allem im dritten Quadranten. Die beiden Scanbodies 1 und 3 unterschieden sich auch untereinander gering voneinander. Die konventionelle Abformung hatte zu allen drei verschiedenen Scanbodies in etwa die gleiche lineare Abweichung.

5.2.2 Patient 2

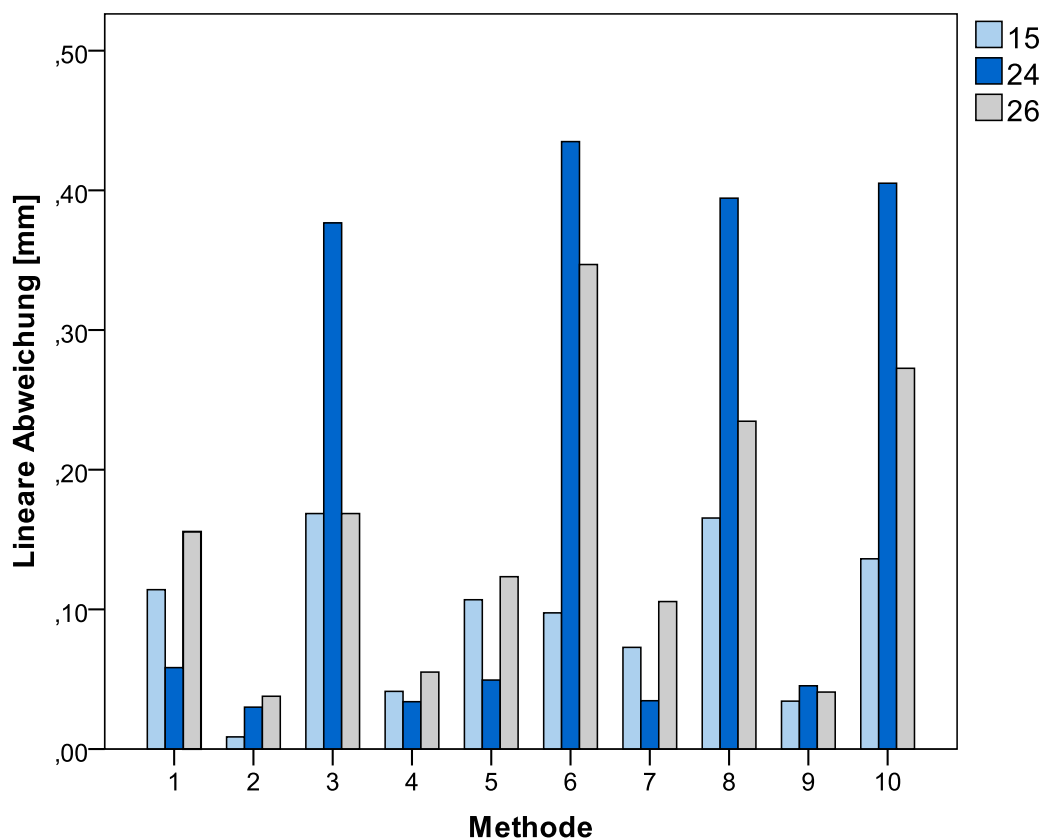


Abb. 30: Lineare Abweichungen zwischen den untersuchten *in vivo* Methoden bei Patient 2

Tab. 12: p-Werte der linearen Abweichungen bei Patient 2

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	-	0,470	0,161	0,085	0,678	0,155	0,333	0,102	0,071	0,121
2	0,470	-	0,038	0,169	0,048	0,058	0,111	0,025	0,189	0,035
3	0,161	0,038	-	0,049	0,118	0,676	0,082	0,796	0,046	0,765
4	0,085	0,169	0,049	-	0,099	0,069	0,268	0,031	0,661	0,043
5	0,678	0,048	0,118	0,099	-	0,126	0,505	0,074	0,079	0,092

6	0,155	0,058	0,676	0,069	0,126	-	0,098	0,828	0,067	0,872
7	0,333	0,111	0,082	0,268	0,505	0,098	-	0,052	0,211	0,067
8	0,102	0,025	0,796	0,031	0,074	0,828	0,052	-	0,030	0,953
9	0,071	0,189	0,046	0,661	0,079	0,067	0,211	0,030	-	0,041
10	0,121	0,035	0,765	0,043	0,092	0,872	0,067	0,953	0,041	-

Bei Patient 2 zeigten sich bei der digitalen Abformung mit SB 1 und SB 3 die geringsten linearen Abweichungen zum Referenzschlüssel. Bei SB 2 zeigte sich hingegen die größte Abweichung, vor allem in Regio 24. Die beiden Scanbodies 1 und 3 unterschieden sich auch untereinander gering voneinander. Die konventionelle Abformung hatte vor allem zu SB 1 und 3 eine geringe Abweichung, bei SB 2 war diese höher, besonderes im zweiten Quadranten.

5.2.3 Patient 3

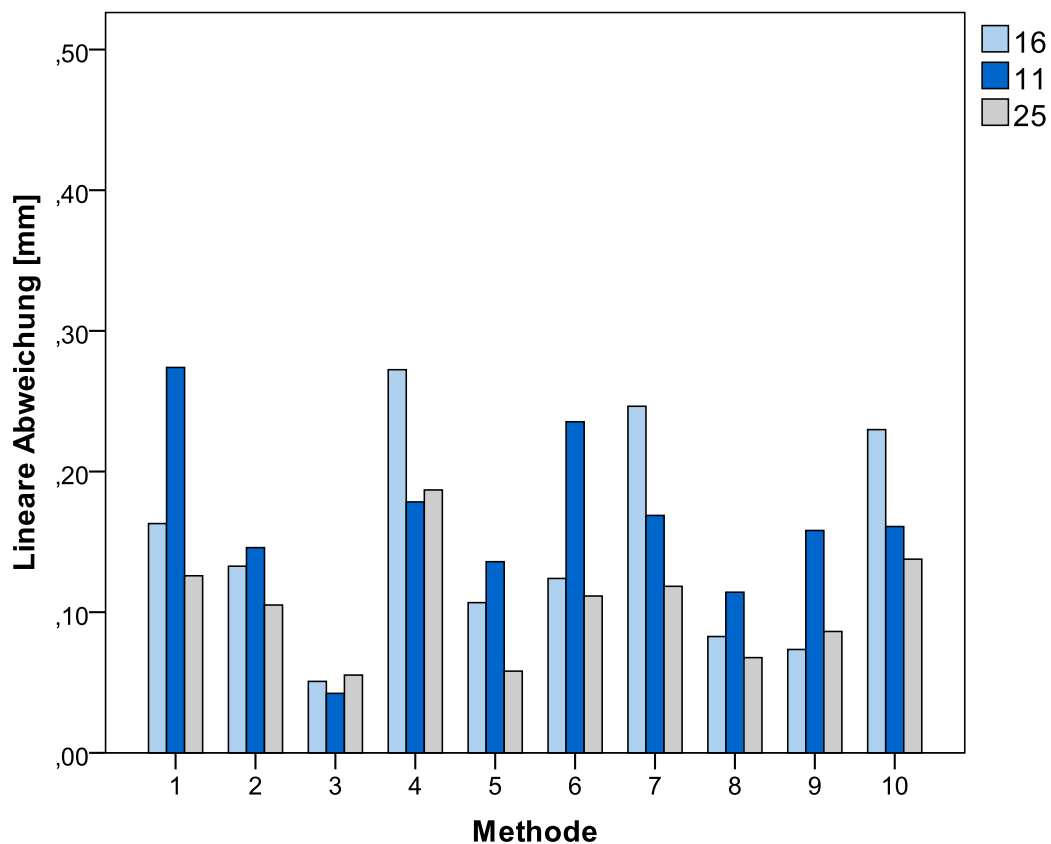


Abb. 31: Lineare Abweichungen zwischen den untersuchten *in vivo* Methoden bei Patient 3

Tab. 13: p-Werte der linearen Abweichungen bei Patient 3

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	-	0,265	0,360	0,666	0,155	0,633	0,874	0,100	0,189	0,837
2	0,265	-	0,003	0,059	0,343	0,519	0,271	0,095	0,491	0,185
3	0,360	0,003	-	0,006	0,092	0,053	0,027	0,053	0,101	0,011
4	0,666	0,059	0,006	-	0,041	0,324	0,508	0,020	0,056	0,423
5	0,155	0,343	0,092	0,041	-	0,280	0,150	0,673	0,878	0,101
6	0,633	0,519	0,053	0,324	0,280	-	0,719	0,174	0,342	0,711
7	0,874	0,271	0,027	0,508	0,150	0,719	-	0,087	0,190	0,972
8	0,100	0,095	0,053	0,020	0,673	0,174	0,087	-	0,582	0,046
9	0,189	0,491	,101	0,056	0,878	0,342	0,190	0,582	-	0,140
10	0,837	0,185	0,011	0,423	0,101	0,711	0,972	0,046	0,140	-

Bei Patient 3 zeigten sich bei der konventionellen Abformung vergleichbar hohe lineare Abweichungen wie bei SB 3 zum Referenzschlüssel. Die konventionelle Abformung wich besonders in Regio 11 vom Referenzschlüssel ab. SB 2 zeigte insgesamt die geringste Abweichung zum Referenzschlüssel, SB 3 die höchste. Zwischen den digitalen Abformungen zeigten SB 1 und 2 die geringste lineare Abweichung. Die digitale Abformung mit SB 2 in Bezug auf den Referenzschlüssel unterschied sich zudem signifikant von der digitalen Abformung mit SB 3 bezogen auf den Referenzschlüssel.

5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die untersuchte Methode des Referenzschlüssels zeigte unter *in vitro* Bedingungen eine größte Streckenabweichung von $17,2 \pm 20,8 \mu\text{m}$ auf. Im Vergleich zu der konventionellen Abformung lieferte diese Methode hochsignifikant genauere Ergebnisse ($p < 0,001$). Die konventionelle Abformung war im Vergleich zu den untersuchten digitalen Abformungen hochsignifikant genauer ($p < 0,001$).

Unter *in vivo* Bedingungen zeigten sich für die konventionelle Abformung teilweise vergleichbare Ergebnisse, die digitale Abformung zeigte hingegen innerhalb der drei Patienten unterschiedliche Ergebnisse.

Die anfänglich aufgestellte Nullhypothese, dass kein Unterschied zwischen den untersuchten Methoden besteht, muss daher verworfen werden.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methoden

6.1.1 *In vitro*

Referenzmodell

Die Verwendung des Referenzmodells in der vorliegenden Studie verfolgte zwei Hauptziele. Zum einen sollte eine eindeutige Messung und Referenz garantiert, zum anderen eine möglichst kliniknahe Patientensituation untersucht werden. Da durch das Referenzmodell eine Soll-Position der Implantate in einem definierten Koordinatensystem bestimmt werden konnte, ließ sich neben der Präzision auch eine Aussage über die Richtigkeit der verschiedenen Methoden treffen.

In vorangegangenen Studien wurde häufig eine Stahllegierung als Gerüstmaterial verwendet, welche eine hohe Stabilität sowie geringe Abrasion aufweist. Daher wurde diese auch in der vorliegenden Studie verwendet [50, 70, 106, 181]. Dadurch konnte eine gleichbleibende Position der Implantate während der Messungen und Abformungen gewährleistet werden. Weiterhin konnte der Referenzwürfel standardisiert angetastet und die Koordinatensysteme gleich angelegt werden. Ein vergleichbares Referenzmodell mit einem metallischen Gerüst oder Referenzstruktur wurde unter anderem auch in Studien von *FUKAZAWA et al.*, *HOWELL et al.*, *WESKOTT et al.* und *WÖSTMANN et al.* verwendet [55, 75, 181, 188].

Die Kunststoffmaske des Modells wurde für die Verwendung eines Intraoralscanners aus Polymethylmethacrylat (PMMA) angefertigt. In einer Studie beschreiben *NEDELUCU et al.* den Brechungsindex verschiedener Kunststoffe. PMMA zeigte dabei mit 1,49 einen ähnlichen Brechungsindex wie Schmelz (1,63) und Dentin (1,54). Da die Kunststoffmaske aus PMMA bestand, konnte ein möglicher Messfehler im Intraoralscanner durch eine veränderte Lichtbrechung gegenüber einem natürlichen Zahn verringert werden [121].

Das Modell wurde im ersten Quadranten mit einer zahnbegrenzten Schaltlücke und im zweiten Quadranten mit einer Freiendsituation (Kennedy-Klasse II:1) angefertigt. Laut den Ergebnissen der fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie von 2014/2015 (DMS V) verfügen Patienten durch den demografischen Wandel immer häufiger über solche

Schaltlücken und Freiendsituationen. In diese werden, zehnmal häufiger noch als 1997, zur Pfeilervermehrung Implantate inseriert ^[25]. Die Modellsituation wies damit eine Situation auf, die häufig in der Klinik auftritt (siehe Abb. 32).

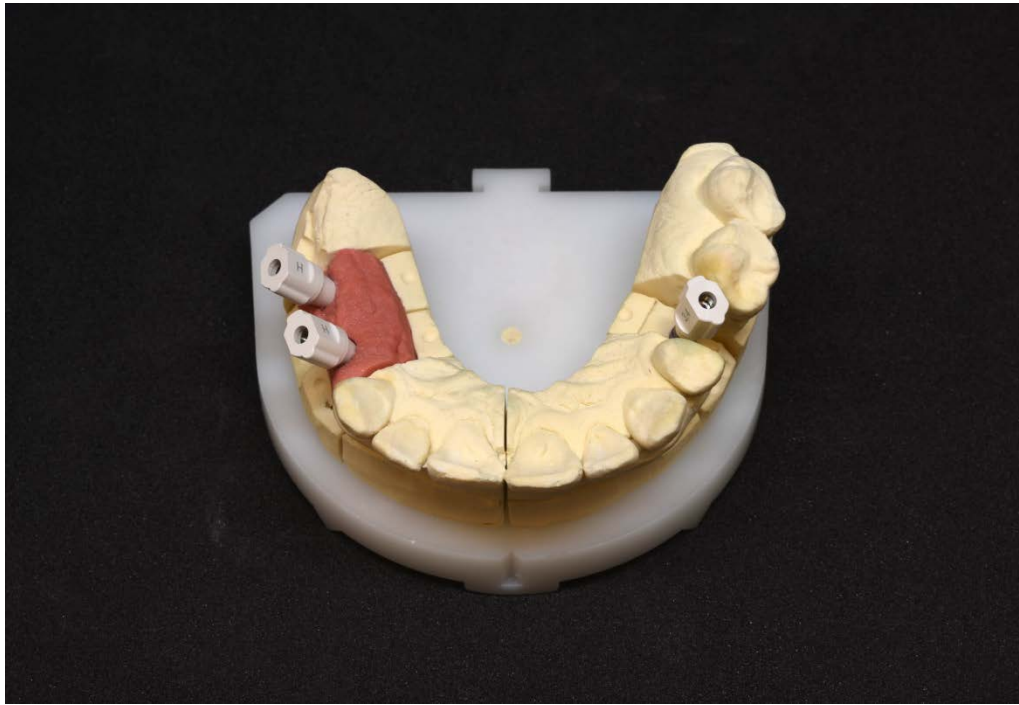


Abb. 32: *In vivo* Gipsmodell, Kennedy Klasse II:1 mit angulierten Implantaten wie beim Referenzmodell

Die in dem Referenzmodell fixierten Implantate (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, USA) sind aktuell am Markt befindliche Implantate, welche auch in weiteren Studien zur Anwendung kamen ^[23, 75, 109]. Die Implantatangulation von jeweils 15° in der Prämolarenregion wurde gewählt, da auch klinisch häufig dort aus Gründen des Knochenangebots Implantate geneigt implantiert werden (siehe Abb. 32) ^[70]. Zudem war so eine gute Vergleichbarkeit mit anderen Studien gegeben. Für eine bessere Vergleichbarkeit der beiden Studienteile wurden jeweils die gleichen Implantate verwendet.

Die Vermessung mit einem CT wurde gewählt, da ein direktes Erfassen der Implantatposition und Referenzstruktur möglich war. Es konnte direkt ein digitaler Referenzdatensatz erzeugt werden. Mit einer KMM oder einem lichtoptischen Scanner wäre dies aus technischen Gründen nicht direkt möglich gewesen. So konnte die Genauigkeit des Referenzdatensatzes insgesamt gesteigert werden ^[19].

Metall Referenzschlüssel

Ein Referenzdatensatz kann am Patient nur erschwert mit hochgenau messenden Apparaturen erhoben werden. Aus diesem Grund kann die Richtigkeit nur schwer ermittelt werden sondern lediglich die Präzision.

Bisher ist keine Methode bekannt, mit welcher die intraorale Situation ohne eine Dimensionsänderungen nach extraoral übertragen werden kann ^[92]. *KUHR et al.* konnten eine Übertragungsplatte aus Metall auf natürlichen Zähnen *in vivo* etablieren. Dabei wurden über einen Metallschlüssel Referenzkugeln in einem definierten Abstand auf den Zahnbogen geklebt. Dabei wies die Schlüsselmethodik eine Übertragungsgenauigkeiten von höchstens 15 µm bei der längsten gemessenen Distanz auf ^[91]. Sie zeigte dabei reproduzierbare und klinisch anwendbare Ergebnisse, weshalb die Methodik verwendet und auf den Gebrauch auf Implantaten erweitert wurde. Daher sollte der erweiterte Referenzschlüssel zunächst *in vitro* untersucht werden.

Um die Methodik dieses Referenzschlüssels beurteilen zu können, wurde am Referenzschlüssel ein Referenzwürfel angebracht. Wie in Kapitel 4.3.2 und 4.4.1 beschrieben, konnte damit eine Aussage über die Genauigkeit der Methodik getroffen werden. Das angetastete Laboranalog bestimmte dabei die Lage der Implantate. Zudem war es so möglich, neben der linearen Abweichung zum Referenzmodell auch Strecken und Winkeländerung direkt am Laboranalog *in vitro* zu vermessen. Damit konnte ermittelt werden, ob die Methodik *in vivo* eingesetzt werden könnte.

Wenn die gleiche Methodik wie bei *KUHR et al.* verwendet worden wäre, hätten die Referenzkugeln direkt auf den Implantaten befestigt werden müssen. Auf Grund der verfügbaren Implantataufbauten war dies jedoch nicht möglich, da kein ausreichender Halt der Kugeln gewährleistet werden konnte. Zudem zeigte sich in Vorversuchen eine größere Dimensionsänderung beim Positionsübertrag während der Verwendung von Kunststoff als Verschlüsselungsmaterial. In Vorversuchen wies *Impregum*, möglicherweise durch seine hohe Dimensionsgenauigkeit und hohe Endhärte, gegenüber einem vergleichbaren Vinylpolysiloxanether, die geringsten Übertragungsfehler auf ^[68]. Diese Eigenschaften sollten eine möglichst geringe dreidimensionale Positionsänderung des umschlossenen Abformpfostens bewirken. Daher wurde *Impregum* als Verschlüsselungsmaterial der Implantatposition gewählt. *Impregum* wird zudem klinisch häufig als Material für Implantatabformungen verwendet ^[67, 68]. Wie in Kapitel 3.3.1 dargelegt, zeigte Polyether zudem eine hohe Übertragungsgenauigkeit in verschiedenen Studien.

Da in einer Studie von *WÖSTMANN et al.* maschinell angemischte Abformmaterialien eine höhere Genauigkeit aufwiesen als manuell angemischte Materialien, wurde auch in der vorliegenden Studie das Polyether maschinell angemischt ^[186].

Der in der vorliegenden Studie verwendete Referenzschlüssel wurde, ähnlich wie das Referenzmodell, aus einer Edelstahllegierung gefertigt. Dadurch konnte eine hohe Festigkeit und Übertragungsgenauigkeit erreicht werden.

Es wäre auch möglich gewesen, das entsprechende Modell der konventionellen Implantatabformung als Referenz zu verwenden. Dieses Referenzsystem wurde in einer *in vivo* Studie von *ANDRIESSEN et al.* gewählt ^[13]. Da schon während der Modellherstellung durch die vielen Prozessschritte insgesamt ein Fehler entstehen kann, ist es nur erschwert möglich, dessen Einfluss auf die Ergebnisse korrekt zu bewerten ^[139, 182]. Aus diesem Grund schied ein solches Vorgehen zur Bestimmung der Referenz aus.

Alternativ wäre die Referenzdatenerhebung am Patienten über Röntgenaufnahmen möglich gewesen. Dies ist jedoch unter anderem aus ethischen Gründen abzulehnen, da die Patienten einer unnötig hohen Strahlenbelastung ausgesetzt wären. In einer Studie von *KIM et al.* wies ein verwendetes digitales Volumentomographiegerät (DVT) zudem eine Abweichung von mindestens 140 µm auf. Diese Abweichung liegt weit über der mittleren Messungengenauigkeit von $3 + (L/300)$ µm einer KMM ^[89, 170]. Im Vergleich zum Referenzschlüssel wären durch die Übertragung entstandene Ungenauigkeiten nicht detektierbar gewesen.

Konventionelle Implantatabformung

Durch die Verwendung der klinisch etablierten Pickup-Implantatabformung sollte ein weit verbreitetes Verfahren der Implantatprothetik mit der digitalen Implantatabformung verglichen werden ^[14, 31, 94].

Wie in Kapitel 3.3.3 bereits beschrieben weist die Pickup-Implantatabformung im Vergleich mit den anderen beschriebenen Abformmethoden die höchste Genauigkeit auf, vor allem bei abgewinkelten Implantaten ^[9, 156]. Auf ein Verblocken wurde verzichtet, da *BAIG* in einer Übersichtsarbeit feststellte, dass es in der Literatur keine eindeutige Evidenz dafür gibt, dass über ein Verblocken der Abformpfosten definitiv die Genauigkeit gesteigert werden kann ^[14]. Für eine bessere Vergleichbarkeit wurde daher im *in vitro* und im *in vivo* Studienteil auf ein Verblocken der Abformpfosten verzichtet.

Beim Abformmaterial wurde wie oben begründet ebenfalls *Impregum* verwendet.

In der vorliegenden Studie wurde zudem ein individuell geformter Löffel verwendet, da die Genauigkeit der Abformung durch die Wahl des Löffelmaterials sowie der Löffelgestaltung beeinflusst werden kann ^[26, 76, 137]. Wegen seiner physikalischen Eigenschaften wird für Polyether stets ein individueller Löffel empfohlen, da so der Staudruck erhöht werden kann ^[1, 183]. Dieser war notwendig, da die Abformpfosten, für einen genauen Positionsübertrag, größtmöglich von Abformmaterial umflossen werden sollten. Klinisch wird bei der offenen Implantatabformung ebenfalls häufig ein individuellen Löffel verwendet ^[5, 155]. In einer Studie von *MILLSTEIN et al.* zeigten die Modelle von Abformungen, welche mit individuellen Löffeln angefertigt wurden, zudem eine höhere Genauigkeit als Modelle von konfektionierten Löffeln ^[111].

In einer Studie von *CARVALHAL et al.* zeigte sich, dass die Desinfektion einer konventionellen Abformung zu einer Volumenänderung führen kann ^[28]. Da es durch den *in vitro* Ablauf zu keiner Keimkontamination kam, wurde auf eine Desinfektion der Abformung verzichtet.

Scanbodies

Aktuell liegen wenige Studien vor, in denen Scanbodies auf ihre Übertragungsgenauigkeit hin untersucht wurden, weswegen sie Gegenstand der vorliegenden Studie sind ^[113]. Über Scanbodies wird die Position des Implantats für den Zahntechniker aus dem Patientenmund übertragen. Kommt es zu Abweichungen in der Fertigungstoleranz und damit der tatsächlichen Dimension eines Scanbodies, kann dies bei der Bestimmung der Implantatposition in der *CAD/CAM*-Software zu Fehlern führen. Diese können auftreten, da in der Software über einen Algorithmus, bei dem die Position des Scanbodies mit einer vorgefertigten Scanbody-*STL*-Datei überlagert wird, da digitale Implantatposition definiert wird. Da gerade bei Implantaten eine zehnfach geringere Eigenbeweglichkeit als bei natürlichen Zähnen vorhanden ist, können sich diese Fehler auf den passiven Sitz der Versorgung besonders auswirken ^[113, 117].

Die in der vorliegenden Studie verwendete Konstruktionsmethode der Punkte, wie in Kapitel 4.4.1 beschrieben, wurde grundlegend in einer Studie von *FLÜGGE et al.* untersucht, wobei die Methodik präzise Ergebnisse lieferte ^[53]. Die Präzision wurde durch Aus- und Einschrauben nicht beeinflusst. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich ebenfalls in Vorversuchen, welche in der vorliegenden Studie im Rahmen von Vorversuchen durchgeführt wurden.

Für die Konstruktionsmethode wurden die in Kapitel 4.2.7 und 4.2.9 beschriebenen Laboranaloga und Scanbodies verwendet. Für eine korrekte Punktkonstruktion war das Verwenden der exakten Scanbodylänge notwendig. In Vorversuchen zeigte sich jedoch, dass die vom Hersteller angegebenen Fertigungstoleranzen von 2-3 μm nicht immer eingehalten werden konnten ^[93, 122]. Um mögliche Fehler durch eine falsche Punktkonstruktion auszuschließen, war das Vermessen der Scanbodies und Laboranaloga mit einem CT notwendig. Nur so konnte eine möglichst exakte Länge ermittelt und verwendet werden (Tab. 18, 19, 20, 21).

Generell weisen die Werkstoffe PEEK und Titan zudem eine gute Materialstabilität auf ^[149]. Daher konnten die Scanbodies (NT-Trading, Karlsruhe, Deutschland) auch zum Antasten der Implantatpositionen auf den Gipsmodellen benutzt werden.

Digitale Implantatabformung

Die digitale Implantatabformung ist Gegenstand mehrerer aktueller Studien ^[104, 109, 115, 136, 160]. In der vorliegenden Studie sollte sie deswegen auch als neueres Verfahren mit der etablierten konventionellen Implantatabformung verglichen werden.

Der in der vorliegenden Studie verwendete *TRIOS* Intraoralscanner basiert auf dem Aufnahmeprinzip der konfokalen Mikroskopie. Dieses Verfahren wird von mehreren auf dem Markt erhältlichen Intraoralscannern verwendet ^[99, 141, 191]. Da die Anzahl der klinisch verwendeten Intraoralscanner durch immer größere Nachfrage weiter steigt, wird das in der vorliegenden Studie verwendete Aufnahmeprinzip auch klinisch häufig genutzt ^[27, 95, 140].

Aufgrund der hohen in der Literatur beschriebenen Genauigkeit, wie in Kapitel 3.5.2 dargestellt, wurde der *TRIOS* als Intraoralscanner sowohl im *in vitro* als auch im *in vivo* Versuchsteil ausgewählt.

GIMÉNEZ et al. sowie *LIM et al.* beschrieben in verschiedenen Studien, dass die Genauigkeit eines Scans durch die Erfahrung des Behandlers beeinflusst werden kann ^[58, 59, 96]. Um diese Fehlerquelle durch mangelnde Erfahrung beim Untersucher auszuschließen, fand bereits vor den Vorversuchen eine Schulung für den Intraoralscanner statt. Es wurden zudem über 100 Scans vor den Hauptversuchen durchgeführt.

In Vorversuchen stellte sich zudem dar, dass der Scanpfad bei der Größe der digitalen Abformung einen entscheidenden Einfluss auf die Genauigkeit hatte. In einer Studie mit drei verschiedenen Scanpfaden für den *TRIOS* Intraoralscanner fanden *MÜLLER et al.*

heraus, dass die Genauigkeit am höchsten ist, wenn zunächst die okklusalen und palatinalen Flächen, dann die vestibulären Flächen gescannt werden ^[118]. In Vorversuchen variierte die Genauigkeit jedoch mit diesem Scanpfad um bis zu 600 µm pro untersuchten Punkt. Für einen möglichst genauen *in vitro* Vergleichswert wurde der Scanpfad in Abb. 17 verwendet. Die Gesamtzeit des Scans wird beim *TRIOS* Intraoralscanner mit maximal 1500 Bildern (etwa zwei Minuten) angegeben. Die durchschnittliche Bildanzahl bei den Hauptversuchen lag jedoch bei unter 800 Bildern. Daher konnte ein möglicher Fehler des Falschverknüpfens der einzelnen Scanbilder verringert werden ^[24, 50].

Konventionelle und digitale Modellherstellung

In der vorliegenden Studie wurde Superhartgips Typ IV verwendet. Dieser hat sich wegen der Detailwiedergabe von mindestens 50 µm und einer linearen Abbindeexpansion von maximal 0,15 % als Standardgips zum Ausgießen von Präzisionsabformungen etabliert. Durch den vom Vakuum produzierten Unterdruck der Anrührmaschine kam es zu wenigen Lufteinschlüssen im Gips ^[44, 108]. Zudem wird klinisch Superhartgips Typ IV am häufigsten verwendet und in der vorliegenden Studie sollten praxisnahe Bedingungen untersucht werden ^[45].

Durch einen standardisierten Herstellungsweg der konventionellen Modelle, wie in Kapitel 4.3.2. beschrieben, konnte ein möglicher systematischer Fehler gering gehalten werden ^[90]. Zudem wurde jedes Gipsmodell vor der Vermessung für sieben Tage bei den angegebenen Laborbedingungen gelagert, um die Volumenänderung vom Modell möglichst gering zu halten. In einer Studie von *LUTHARDT et al.* zeigten sich über einen Beobachtungszeitraum von sechs Wochen keine signifikanten Dimensionsänderungen, jedoch konnte mit der siebentägigen Lagerungszeit das mögliche Risiko von Dimensionsänderungen am Modell verringert werden ^[102].

Wäre nicht das Gipsmodell, sondern die Abformung direkt vermessen worden, hätte der Fehler durch die Modellherstellung vermieden werden können, da in die Modellherstellung, wie in Kapitel 3.2 beschrieben, mehrere Faktoren mit eingehen. Daher wurde in der vorliegenden Studie auch die Genauigkeit der gesamten konventionellen Prozesskette mit untersucht. Um nur die konventionelle Abformung in ihrer Genauigkeit isoliert zu betrachten, hätte, wie in Kapitel 3.4.1 beschrieben, die Abformung *indirekt* digitalisiert werden können. Dabei hätte es zu weiteren Fehlern durch die Digitalisierung kommen können. In einer Studie von *DELONG et al.* war diese Form der Digitalisierung signifikant weniger genau als die konventionelle Modellherstellung ^[40]. Neben dem Erfassen

der Referenzstruktur wäre auch der Vergleich mit anderen Studien schwierig gewesen. In vielen Studien wurde die Genauigkeit eines Gipsmodells untersucht ^[48, 91, 97].

Insgesamt wird eine digitale Modellherstellung durch weniger Faktoren beeinflusst als die konventionelle ^[187, 189]. Durch den Intraoralscanner wird direkt ein digitales Modell erzeugt. Diesem Vorteil steht jedoch der Nachteil des in Kapitel 3.5.3 beschriebenen Scanfehlers gegenüber ^[132]. Daher wurde auch bei der digitalen Abformung die Genauigkeit der gesamten Prozesskette mituntersucht.

Koordinatenmessmaschine (KMM)

Sowohl der Referenzschlüssel als auch die konventionell angefertigten Gipsmodelle wurden mit der in Kapitel 4.4.1 erwähnten KMM taktil vermessen. So konnten zur Bestimmung der Übertragungsgenauigkeit der verschiedenen Methoden digitale Datensätze erstellt werden.

Es zeigte sich in einer Studie von *CUPERUS et al.*, dass auch lichtoptische Systeme eine valide und reproduzierbare Methode zur Distanzbestimmung in der Dentition sind ^[35]. Beim Vergleich der Messunsicherheit wies die verwendete KMM jedoch eine höhere Genauigkeit auf als ein vergleichbarer optischer Sensor. Die Messunsicherheit der KMM wurde nach VDI 2617 mit $3 + (L/300) \mu\text{m}$ für dreidimensionale Längenmessungen angegeben ^[170]. Die längste dreidimensionale Strecke betrug 56,62 mm. Daher lag die Messunsicherheit der KMM bei $3 + (56,62/300) \mu\text{m} = 3,189 \mu\text{m}$. Ein vergleichbarer optischer Sensor (*ATOS CORE MV 135*, GOM, Braunschweig, Deutschland) mit einem entsprechendem Messvolumen für ein Gipsmodell wies eine Messunsicherheit von $7 \mu\text{m}$ auf ^[62]. Weiterhin hätte der Referenzwürfel des Schlüssels im aufgesetzten Zustand auf dem Referenzmodell nicht von fünf Seiten erfasst werden können, was für das korrekte Anlegen des Koordinatensystems notwendig war. Dadurch hätte eine weitere Fehlerquelle entstehen können.

Sämtliche Ebenen wurden in den Versuchen mit insgesamt 7000 Punkten ausgemessen. Diese Anzahl hatte in Vorversuchen eine adäquate Reproduzierbarkeit gezeigt. Um einen größtmögliche Genauigkeit zu erreichen, wurde der Referenzschlüssel im verschlüsselten Zustand auf dem Referenzmodell von der KMM vermessen. Damit konnte ein möglicher Fehler durch das Wiederaufsetzen verringert werden.

Die KMM ist zudem eine etablierte Methode um die Genauigkeit von Gipsmodellen zu ermitteln. Sie wurde auch in Studien über die Abformgenauigkeit von *MUTWALLI et*

al., ÖRTORP *et al.*, ALIKHASI *et al.* und PARAMESHWARI *et al.* verwendet [10, 119, 123, 130].

Datenanalyse

Lineare Distanzmessung

Die lineare Distanzmessung wurde in vielen Studien verwendet und hat sich zur Beurteilung der Übertragungsgenauigkeit etabliert [69, 87, 96, 161]. Da sich in einer Studie von LUTHARDT *et al.* herausstellte, dass die reine Distanzmessung zwischen zwei Punkten nicht zwangsläufig die dimensionale Veränderung angibt, wurde in der vorliegenden Studie, wie empfohlen eine dreidimensionale Analyse angewandt [101]. Insgesamt konnte über die in der vorliegenden Studie verwendete dreidimensionale Distanzanalyse mehr Information gewonnen werden, was sich auch in einer Studie von CHANDRAN *et al.* zeigte [29].

Die Methodik, dass Punkte verschiedener Methoden im gleichen Koordinatensystem auf ihre dreidimensionale Lage hin verglichen wurden, wie in der vorliegenden Studie angewandt, wurde ähnlich in einer Studie von HÄUßLING verwendet. In dieser Untersuchung konnte mit der Methode eine hohe Übertragungsgenauigkeit festgestellt werden [70]. Daher wurde sie auch in der vorliegenden Studie verwendet.

Alternativ hätte eine *best fit* Überlagerung der erhobenen Daten mit dem Referenzdatensatz ohne ein festes Koordinatensystem verwendet werden können. Dabei werden zwei Datensätze unabhängig von einem Koordinatensystem zur Deckung gebracht. Ein Algorithmus berechnet dabei für alle Punkte den kleinstmöglichen Abstand voneinander [157]. Es können dabei jedoch klinisch relevante Torsionen und Verzerrungen herausgerechnet werden [135]. Daher wurden im *in vitro* Versuchsteil der Studie die verschiedenen Methoden im gleichen Koordinatensystem miteinander verglichen.

Das Anlegen des Koordinatensystems, wie in Kapitel 4.2.2 näher beschrieben, zeigte in Vorversuchen die reproduzierbarsten Ergebnisse. Dies war dahingehend wichtig, da nur über ein reproduzierbares Koordinatensystem die verschiedenen Methoden adäquat verglichen werden konnten. Zudem war es durch die dreidimensionale Analyse in der vorliegenden Studie möglich Vergleiche mit vorangegangenen Studien zu ziehen.

Die erhaltene lineare Distanzabweichung zeigt jedoch nicht die Richtung der Abweichung an. Dies wäre bei einer separaten Betrachtung der x-, y- und z-Koordinaten der

Punkte möglich gewesen, jedoch wurde sich zu einer besseren Vergleichbarkeit mit anderen Studien für die Angabe der linearen Distanz entschieden.

Winkel- und Streckenmessungen

Durch die Kombination der Winkel- und Streckenmessungen an dem Referenzschlüssel konnte die Übertragungsgenauigkeit der Methodik überprüft werden. Winkel- und Streckenmessungen wurden auch bei vorangegangenen Studien durchgeführt [64, 174]. Die Verwendung beider Parameter konnte die Messungen überprüfen, da es nicht möglich ist, dass sich bei der Übertragung weder in der Winkel- noch in der Streckenmessung eine Abweichung zeigt. Über die erhobenen Werte konnte weiterhin die Verwendung des Schlüssels *in vivo* legitimiert werden.

Statistische Auswertung

Da sich in der zweifaktoriellen Varianzanalyse zeigte, dass der Faktor „Methode“ eine erhebliche Varianzheterogenität in Bezug auf die abhängige Variable besaß, wurde eine Varianzanalyse in einer Prozedur mitgerechnet und so die Varianzheterogenität modelliert.

6.1.2 *In vivo*

Da im *in vivo* Versuchsteil der vorliegenden Studie die gleiche Methodik wie im *in vitro* Versuchsteil verwendet wurde, wird an dieser Stelle für grundlegende Aspekte auf die Diskussion im vorangegangenen Kapitel verwiesen. Bei einem *in vitro* Versuchsaufbau können jedoch nicht alle Parameter, die sich klinisch auf die Genauigkeit einer Implantatabformung auswirken, mit berücksichtigt werden [11]. Die zusätzlichen Einflüsse, welche durch den Einsatz am Patienten entstanden, werden im Folgenden diskutiert. Diese Faktoren sorgen zudem dafür, dass *in vitro* Ergebnisse nicht direkt auf eine *in vivo* Situation übertragbar sind.

Kritisch muss bei dem *in vivo* Versuchsteil allerdings die bis zum Studienende sehr geringe Patientenzahl angemerkt werden. Dabei waren insbesondere die Ein- und Ausschlusskriterien bei der Patientenauswahl ein limitierender Faktor. Zum anderen spielten auch organisatorische Umstände in den Prüfpraxen eine entscheidende Rolle, welche durch den Autor der vorliegenden Studie nicht immer beeinflusst werden konnten. Somit sind sicherlich weitere *in vivo* Studien zur Untermauerung der in der Ergebnisdiskussion beispielhaft genannten Aussagen notwendig und wünschenswert.

Referenzschlüssel

Die Längen- und Winkelabweichungen der vorliegenden Studie zeigten *in vitro* eine geringe Abweichung zu den Ergebnissen von *KUHR*. Daher konnte der Referenzschlüssel als Methode *in vivo* eingesetzt werden ^[91].

Durch die Mundtemperatur am Patienten kommt es zudem zu einer Längenänderung des Schlüssels und somit zu einem Verzug. Unter Laborbedingungen konnte die temperaturbedingte Längenabweichung des Schlüssels ermittelt werden. Zunächst wurde der Schlüssel für sieben Minuten bei 37° C warmer Umgebung gelagert und vermessen. Nachdem der Schlüssel sich nach einer Stunde wieder akklimatisiert hatte, wurde er nochmals vermessen. Dabei wurde eine mögliche Längenabweichung des Schlüssels mit 22 µm auf 56 mm Länge bestimmt. Diese Abweichung muss als möglicher auftretender systemischer Fehler bei der *in vivo* Verschlüsselung mit einbezogen werden.

Die Desinfektion des Schlüssels war für ein möglichst keimfreies Arbeiten notwendig. Bei der Desinfektion handelt es sich um ein klinisches Standardprozedere, zum Beispiel nach der Entnahme einer Abformung aus dem Patientenmund, da signifikant weniger Bakterien über das Abformmaterial übertragen werden ^[28, 163]. Daher wurde auch der Referenzschlüssel für eine Keimreduktion desinfiziert. Wie in Kapitel 6.1.1 kann die Desinfektion einer Abformung zu einer Dimensionsänderung führen. In einer Studie von *CARVALHAL et al.* wurde bei einer Polyetherabformung nach einer fünfminütigen Einwirkzeit eine lineare Dimensionsänderung von 0,003 % festgestellt ^[28]. Daher muss die Desinfektion als möglicher Faktor für eine Dimensionsänderung angesehen werden. Der Einfluss ist als gering anzusehen, wie sich auch in einer Studie von *SOGANCI et al.* zeigte ^[163].

Alternativ hätte versucht werden können einen Referenzdatensatz lichtoptisch am Patienten zu erheben. In einer Studie von *NEDELCU et al.* zeigte sich dies für den Oberkiefer als eine mögliche Methodik ^[120]. Da in der vorliegenden Studie jedoch auch der Unterkiefer von Patienten untersucht wurde, hätte die Aufnahmezeit des Scanners mit bis zu einer Sekunde durch die Bewegungsunschärfe zu Fehlern im digitalen Datensatz führen können. Für eine bestmögliche Punktkonstruktion im digitalen Datensatz war es zudem notwendig, dass die Scanbodies komplett digitalisiert wurden. Da der menschliche Kiefer am Patienten nicht senkrecht digitalisiert werden kann, schied daher dieses Verfahren als Referenz aus.

Konventionelle Implantatabformung

Bei der konventionellen Implantatabformung am Patienten gibt es klinische Einflüsse, welche die Genauigkeit beeinflussen können. Hierbei sind vor allem die Anwesenheit von Feuchtigkeit in Form von Speichel oder Blut, die Mundöffnung sowie die abschließende Desinfektion zu nennen ^[107, 184, 185].

Bei der Implantatabformung soll die korrekte dreidimensionale Position des Abformpistons übertragen werden. Bei vermehrter Anwesenheit von Flüssigkeiten kann, wie in Kapitel 3.3.1 beschrieben, das Abbindeverhalten des Abformmaterials negativ beeinflusst werden. Daher wurden *OptraGate* und *DryTips* zum Trockenhalten verwendet ^[21, 101, 182]. Zur besseren Vergleichbarkeit wurde, wie im *in vitro* Versuchsteil der vorliegenden Studie und, wie in Kapitel 6.1.1 diskutiert, Polyether als Abformmaterial verwendet.

Zudem konnte es unter den *in vivo* Bedingungen im Unterkiefer zu Ungenauigkeiten durch eine eventuell auftretende Deformation beim Öffnen gekommen sein. Teilweise ist eine größere Mundöffnung des Patienten notwendig, damit alle abzuformenden Bereiche vom Löffel und dem Abformmaterial umfasst werden. ^[162]. Da *CHEN et al.* Werte von 20 bis 437 μm Abweichung im posterioren Bereich des Unterkiefers feststellten, sollte dies als möglicher beeinflussender Faktor bei Unterkieferabformungen mit einbezogen werden ^[32]. Es wurde auf eine bestmögliche Entspannung des Unterkiefers während der Abformung seitens des Behandlers geachtet.

Wie bei der Methodikdiskussion des Referenzschlüssels begründet, war ebenfalls eine Desinfektion der konventionellen Abformung notwendig. Auch hierbei muss die Desinfektion als möglicher Faktor für eine Dimensionsänderung angesehen werden.

Digitale Implantatabformung

Ähnlich wie bei der konventionellen Implantatabformung kann bei der digitalen Implantatabformung *in vivo* die Anwesenheit von Flüssigkeiten, wie Speichel und Blut, Ungenauigkeiten im digitalen Modell verursachen. Diese entstehen durch ihre Reflektion und produzieren Aufnahmefehler, wodurch die digitalen Bilder nicht korrekt miteinander verknüpft werden können ^[71, 141]. Aus diesem Grund wurde wie bei der konventionellen Abformung ein möglichst trockenes Arbeitsfeld vor der Abformung vorbereitet. Da der *TRIOS* Intraoralscanner nur Licht mit einem bestimmten Wellenlängenbereich emittiert, können Reflektionen reduziert worden sein ^[95].

Als problematisch könnte sich klinisch das Erfassen zahnloser Abschnitte darstellen, da dort das Aneinanderreihen und Verknüpfen der Bilder durch die Software schwierig ist ^[13]. Bei natürlicher Bezahnung sind genügend Referenzstrukturen vorhanden, durch welche die CAD-Software die Bilder wesentlich besser verknüpfen kann ^[141, 152]. Daher wurden für den *in vivo* Versuchsteil vorrangig bezahnte Patienten verwendet, um mögliche Fehler durch längere zahnlose Abschnitte zu minimieren.

Der Kopf eines Scannerhandstücks, welches mit konfokaler Mikroskopie arbeitet, ist relativ groß dimensioniert. Dies kann zu Problemen bei bezahnten Patienten besonders im distalen Kieferbereich führen. Dort kann unter Umständen nicht der gesamte Zahn digital erfasst werden, da anatomische Strukturen dies verhindern. In einer Studie von HAYAMA *et al.* zeigten Intraoralscanner mit einem größeren Scankopf jedoch eine bessere Genauigkeit und Präzision als kleinere Scanköpfe. Zudem benötigten sie weniger Bilder, was sich ebenfalls positiv auf die Genauigkeit auswirkt, weswegen der TRIOS Intraoralscanner in der vorliegenden Studie verwendet wurde ^[71].

Datenanalyse

Bei den drei *in vivo* Patienten wurde jeweils die lineare Abweichung zwischen den drei verschiedenen Methoden (Referenzschlüssel, digitale und konventionelle Abformung) untereinander erhoben. Da, wie oben beschrieben, der Referenzschlüssel *in vitro* adäquate Daten zeigte, konnte dieser als Referenz zur Auswertung der linearen Distanz herangezogen werden. Da die ermittelte Genauigkeit des Referenzschlüssels *in vitro* bei $42,3 \pm 3,9 \mu\text{m}$ lag, können bis zu diesem Wert Ungenauigkeiten detektiert werden.

Da die Vergleichbarkeit mangels einer Referenz *in vivo* nur über einen *best fit* Algorithmus durchgeführt werden kann, wurde auf diese Methode zur Auswertung zurückgegriffen. Dieser Algorithmus wurde in verschiedenen klinischen Studien verwendet, um die lineare Abweichung zweier Methoden messen zu können, und ist daher ein etabliertes Verfahren ^[13, 47, 145]. Wie in Kapitel 6.1.1 beschrieben, können jedoch Ungenauigkeiten herausgerechnet werden. Daher wurde generell die Abweichung jeder Methode untereinander ausgewertet und nicht die einzelnen Regionen untereinander.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 *In vitro*

Referenzschlüssel

Ein direkter Vergleich der Ergebnisse in Bezug auf die linearen Abweichungen des Referenzschlüssels ist nur erschwert möglich, da bisher keine Studien bekannt sind, in welchen ein ähnlicher Referenzschlüssel auf Implantaten verwendet wurde. Eine mögliche Vergleichbarkeit, allerdings auf natürlichen Zähnen, ist mit der Studie von *KUHR et al.* gegeben, deren Methodik in Kapitel 6.1.1 beschrieben wurde.

In der vorliegenden Studie zeigten sich beim Referenzschlüssel die größte Streckenabweichung von $17,1 \pm 20,8 \mu\text{m}$ zwischen den Implantaten in Regio 14 und 24 (siehe Kapitel 5.1.2). Damit zeigten sich ähnliche Ergebnisse wie in der Studie von *KUHR et al.*. Dort konnte eine Genauigkeit von $15 \pm 4 \mu\text{m}$ in Bezug auf die längste Distanz ermittelt werden ^[91]. Die größeren Abweichungen in der vorliegenden Studie, vor allem in Bezug auf die Präzision, könnten durch das Verwenden des anderen Verschlüsselungsverfahrens erklärt werden. Zudem trat bei dem Verfahren der vorliegenden Studie die größte Abweichung zwischen den beiden um insgesamt 30° angulierten Implantaten auf und nicht zwischen der größten Strecke zwischen zwei Implantaten selbst. Unter Umständen hat die Stauchung des Materials bei der Entnahme an den gewinkelten Implantaten die größere Abweichung in der vorliegenden Studie bedingt. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen *SORRENTINO et al.* in einer Studie, wo parallele Implantate eine höhere Übertragungsgenauigkeit aufweisen als angulierte Implantate ^[164]. Bei der längsten Implantatdistanz wurde in der vorliegenden Studie hingegen eine Streckenabweichung von $12,8 \pm 9,7 \mu\text{m}$ ermittelt, was eine höhere Richtigkeit darstellt als die Methodik von *KUHR et al.*.

Konventionelle Implantatabformung

In der vorliegenden Studie wurde als Mittelwert aller vier Implantatpositionen für die konventionelle Implantatabformung eine lineare Abweichung von $107,1 \pm 15,7 \mu\text{m}$ ermittelt.

Im Vergleich wurde bei einer Studie von *MENINI et al.* eine höhere Genauigkeit als in der vorliegenden Studie ermittelt ^[109]. Es wurde dabei eine Längenabweichung von $21 \pm 30 \mu\text{m}$ mit der gleichen konventionellen Abformmethode festgestellt. Die geringeren

linearen Abweichungen als in der vorliegenden Studie könnten dabei durch die unterschiedlichen Referenzmethoden der beiden Studien zu erklären sein. In der Studie von *MENINI et al.* wurde jeweils eines von vier Implantaten als Referenz zwischen den Datensätzen verwendet und der Abstand zu den drei anderen Implantaten ermittelt. Im Gegensatz dazu wurden in der vorliegenden Studie die verschiedenen Methoden im gleichen Koordinatensystem miteinander verglichen. Da das Vergleichen der verschiedenen Methoden bei *MENINI et al.* an dem Referenzimplantat über eine bestmögliche Überlagerung begann, konnte dadurch, wie in Kapitel 6.1.1 beschrieben, eine mögliche Torsion herausgerechnet worden sein.

Eine ebenfalls niedrigere Abweichung als in der vorliegenden Studie ermittelten *IZADI et al.* mit $70 \pm 88 \mu\text{m}$ ^[78]. Die geringere lineare Abweichung könnte durch die unterschiedlichen Referenzmodelle bedingt worden sein. In der vorliegenden Studie wurde ein Oberkiefer-Referenzmodell mit einem Referenzwürfel untersucht, bei *IZADI et al.* wurde das mittlere von drei parallelen Implantaten in einem zahnlosen Unterkiefermodell als Referenz verwendet. Auch hierbei könnte der Algorithmus die geringere Abweichung bedingt haben. Zudem war die Gesamtstrecke zwischen allen Implantaten geringer als in der vorliegenden Studie, was einen möglichen Einfluss auf die geringere Abweichung gehabt haben könnte.

Die Problematik der verschiedenen Referenzsysteme zeigt sich möglicherweise auch in einer Studie von *RECH-ORTEGA et al.*, bei welcher sich eine geringere lineare Abweichung mit $20,4 \mu\text{m}$ bis $68,3 \mu\text{m}$ als in der vorliegenden Studie darstellte ^[138]. Auch hier wurden die Distanzen zwischen den Implantaten ausgewertet, unabhängig von einem Koordinatensystem. Weiterhin könnte die Verwendung von einem anderen Abformmaterial (Impregum Penta Soft, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) sich auf die Ergebnisse ausgewirkt haben.

In einer Studie von *MOURA et al.* zeigten sich mit bis zu $112 \pm 300 \mu\text{m}$ linearer Abweichung von der Richtigkeit her vergleichbare Ergebnisse mit der vorliegenden Studie ^[115]. In der vorliegenden Studie ist jedoch die Standardabweichung bzw. die Präzision mit $16 \mu\text{m}$ höher. Dies könnte durch das Vermessen der konventionellen Modelle und damit der Implantatpositionen mit einer KMM bedingt sein, da bei *MOURA et al.* die Implantatpositionen mit einem digitalen Messschieber ausgemessen wurden. Zudem erfolgte in der vorliegenden Studie der Vergleich in dem Koordinatensystem vom Ursprung aus, wohingegen bei *MOURA et al.* der Abstand zwischen verschiedenen Im-

plantaten auf Gipsmodellen im Vergleich zu einem Soll-Wert, von einem Referenzmodell, untersucht wurde.

Eine höhere lineare Abweichung als in der vorliegenden Studie zeigte sich in einer Studie von *OZAN* und *HAMIS* ^[124]. Dabei wurden im anterioren Bereich eines Modells, bei ebenfalls 30° Implantatangulation, Abweichungen von $420 \pm 90 \mu\text{m}$ (anteriorer Modellbereich) bzw. $210 \pm 120 \mu\text{m}$ (posteriorer Modellbereich, parallele Implantate) gemessen. Die Ergebnisse weisen, bezogen auf die vorliegende Studie, eine geringere Genauigkeit auf. Bei der vorliegenden Studie zeigte sich mit einer linearen Abweichung von $123 \mu\text{m}$ (Regio 14) bzw. $111 \mu\text{m}$ (Regio 24) zwar generell eine geringere lineare Abweichung als bei *OZAN* und *HAMIS*, jedoch war die Genauigkeit ebenfalls bei abgewinkelt stehenden Implantaten erhöht. Ein ähnliches Bild stellt sich auch im posterioren Bereich dar. Bei ebenfalls geraden Implantaten liegen die linearen Abweichungen in der vorliegenden Studie bei $108 \mu\text{m}$ (Regio 16) bzw. $86 \mu\text{m}$ (Regio 24). Dabei gibt es verschiedene Faktoren, welche die generellen Abweichungen in den Ergebnissen erklären könnten. In der vorliegenden Studie wurde zum einen ein definiertes Koordinatensystem verwendet. Dabei wurde über die Daten der Gipsmodelle im Vergleich zum Referenzmodell eine Aussage über die lineare Abweichung getroffen. Zum anderen wurden in der Studie von *OZAN* und *HAMIS* die Gipsmodelle digitalisiert und anhand von Referenzpunkten bestmöglich aneinander ausgerichtet. Wie in Kapitel 6.1.1 beschrieben, kann durch die Digitalisierung einer Abformung ein möglicher Fehler entstehen. Möglicherweise hat auch die Wahl einer anderen Abformmethode (verblockte offene Abformung) und eines anderen Abformmaterials (A-Silikon), im Gegensatz zu der vorliegenden Studie, einen Einfluss auf das Ergebnis gehabt. Die Tatsache, dass es bei der Abnahme einer Abformung über stärker geneigten Implantaten zu einer größeren Stauchung des Materials kommen kann, wurde in Kapitel 3.3.1 beschrieben und könnte eine mögliche Ursache für die größere lineare Abweichung der Implantatpositionen in Regio 14 und 24 sein. Wie in der Ergebnisdiskussion des Referenzschlüssels beschrieben, trat dort wie bei der konventionellen Abformung ein ähnliches Ergebnis auf. Dass in der vorliegenden Studie das Implantat in Regio 26 dabei die geringste lineare Distanzabweichung zum Urmodell zeigt, könnte an der Entnahme des Löffels nach der Abformung liegen, da die Abformung zunächst im ersten Quadranten gelöst wurde.

Im Vergleich zu den Ergebnissen einer Studie von *HÄUßLING*, zeigten sich in der vorliegenden Studie geringere lineare Abweichungen. Bei einer vergleichbaren Implan-

tatangulation und Position wie in der vorliegenden Studie zeigte sich bei *HÄUßLING* eine höhere dreidimensionale Abweichung von 445 μm bzw. 400 μm (0 bzw. 20°, Be-go) bzw. 398 μm bzw. 343 μm (0 bzw. 20°, Straumann) ^[70]. In der vorliegenden Studie ist die lineare Abweichung, bei parallel stehenden Implantaten, geringer als bei den gewinkelt stehenden Implantaten in Regio 14 und 24. Die vorliegenden Ergebnisse sind daher ebenfalls inkongruent mit denen der Studie von *HÄUßLING*, wo sich bei den angulierten Implantaten eine geringere lineare Abweichung zeigte. Im Vergleich dieser beiden Ergebnisse könnten die Wahl des Koordinatensystems und das Vermessen des Urmodells mit einem CT eventuell ihren Einfluss zeigen, da dies Faktoren sind, welche beide Studien voneinander unterscheiden. Weiterhin wurde in der vorliegenden Studie die Punktkonstruktion über Scanbodies, wie in Kapitel 4.4.1 beschrieben, durchgeführt. In der Studie von *HÄUßLING* erfolgte die Punktbestimmung hingegen über einen würfelförmigen Aufbau. Dies könnte ebenfalls als mögliche Ursache in Betracht gezogen werden.

Eine größere Abweichung als in der vorliegenden Studie beschrieben *ALSHARBATY et al.* in einer Untersuchung über die Übertragungsgenauigkeit der konventionellen Implantatabformung bei einem Kiefersextanten ^[11]. Dabei wurde zwischen zwei Implantaten eine lineare Abweichung der beiden Implantatschulter-Mittelpunkte von $160 \mu\text{m} \pm 25 \mu\text{m}$ ermittelt. Diese Ergebnisse sind jedoch nicht unter *in vitro* Bedingungen erhoben worden, was die unterschiedlichen Ergebnisse erklären könnte. Zudem unterschied sich der ausgewertete Bereich beider Studien, da in der vorliegenden Studie die Genauigkeit der Ganzkieferabformung untersucht wurde.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind vergleichbar mit den Studienergebnissen von *RIBEIRO et al.*, welche ebenfalls die Abformgenauigkeit in einem ähnlichen Studienaufbau untersuchten ^[145]. Es zeigte sich dabei eine ähnliche dreidimensionale Abweichung von 129 μm . Diese ist jedoch nicht, wie in der vorliegenden Studie, als direkte Abweichung zweier Punkte zu betrachten, sondern als gemittelter Flächenvergleich der Scanbodies, welche in der Studie von *RIBEIRO et al.* auf die Gipsmodelle aufgeschraubt wurden und zur Bestimmung der Abweichung dienten.

Scanbodies

Aktuell liegen keine Studien vor, in denen der Einfluss der Übertragungsgenauigkeit von verschiedenen intraoralen Scanbodies auf die digitale Abformung untersucht wurde. Es sind lediglich wenige Studien bekannt, welche die Präzision von Scanbodies untersuchten. Daher können die Ergebnisse der vorliegenden Studie nur in diesem Aspekt verglichen werden. In der vorliegenden Studie zeigten insgesamt alle drei verschiedenen Scanbodies eine Übertragungsgenauigkeit von $160,5 \pm 5,6 \mu\text{m}$.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen sich teilweise mit denen einer Studie von *FLÜGGE et al.* vergleichen, wo die Präzision der linearen Abstandsmessung zwischen zwei Scanbodies bei zwei Herstellern mit $6 \mu\text{m}$ bzw. $14 \mu\text{m}$ angegeben wird ^[53]. Diese Ergebnisse lassen sich allerdings nur teilweise mit einander vergleichen, da in der vorliegenden Studie primär die Richtigkeit untersucht wurde und die Scanbodies zwischen den einzelnen Scans zudem nicht ab- und wieder aufgeschraubt wurden. In der vorliegenden Studie lagen die Standardabweichungen der einzelnen Scanbodies zudem in einem höheren Bereich (NT-Trading: $22,2 \mu\text{m}$; Kulzer: $35,9 \mu\text{m}$; Medentika $46,5 \mu\text{m}$). Allerdings ist auch dort festzustellen, dass, obwohl die Richtigkeit der drei Hersteller untereinander eine Standardabweichung von $5,6 \mu\text{m}$ aufweist, sich die einzelnen Hersteller unter *in vitro* Bedingungen in ihrer Präzision unterscheiden. Möglicherweise wurden in der Studie von *FLÜGGE et al.* eine höhere Präzision erzielt, da die entsprechenden digitalen Datensätze über einen *best fit* Algorithmus übereinander gelegt wurden, was zu den oben beschriebenen Folgen führen kann.

In der vorliegenden Studie zeigt sich im *in vitro* Versuchsteil zudem, dass es zwischen den verschiedenen digitalen Modellen, welche über die verschiedenen Scanbodies aufgenommen wurden, keinen signifikanten Unterschied in der Genauigkeit gibt. Auffällig ist, dass die NT-Trading Scanbodies die höchste Präzision sowie die geringste Richtigkeit aufweisen. Dies deckt sich teilweise direkt mit der Vermutung von *MIZUMOTO et al.*, dass die Genauigkeit eines Scans durch die Gestaltung des Scanbodies beeinflusst werden könnte ^[113]. In der vorliegenden Studie könnte daher die rotationsunsymmetrische Gestaltung des NT-Trading Scanbodies einen Einfluss auf die Präzision gehabt haben. Auf Grund der vorliegenden Methodik lässt sich darüber jedoch keine eindeutige Aussage treffen. Weiterhin ließe sich auf Grund des nicht signifikanten Unterschiedes zwischen den Kulzer und Medentika Scanbodies vermuten, dass das Fertigungsmaterial

des Scanbodies unter *in vitro* Bedingungen keinen Einfluss auf die Genauigkeit haben könnte.

Digitale Implantatabformung

Da die digitale Implantatabformung häufig verwendet wird, war sie Gegenstand mehrerer Studien [4, 8, 140]. Die mittlere lineare Abweichung lag in der vorliegenden Studie bei $165,2 \pm 22,1 \mu\text{m}$ (NT-Trading Scanbodies), $162 \pm 35,8 \mu\text{m}$ (Kulzer Scanbodies) und $154,2 \pm 46,5 \mu\text{m}$ (Medentika Scanbodies).

In der vorliegenden Studie weisen dabei alle drei verwendeten Scanbodies die höchste lineare Abweichung an den Implantaten im zweiten Quadranten auf. Dieser Quadrant wurde während des Scanvorgangs zuletzt digitalisiert. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie decken sich auch mit den Ergebnissen der Studien von *ENDER et al.*, *RENNE et al.*, *GIMENEZ et al* sowie *SU et al.* [47, 51, 60, 142, 168]. Bei allen Studien wurde als Ergebnis ebenfalls eine höhere Abweichung mit steigender Scanlänge festgestellt. Als generelle Ursache für die höhere Richtigkeit und Präzision der zuerst digitalisierten Bereiche könnte der Scanfehler in Betracht gezogen werden. Dieser wirkt sich, wie in Kapitel 3.5.3 dargelegt, vor allem bei längeren Scanstrecken stärker aus. Da in der vorliegenden Studie die digitale Ganzkieferabformung untersucht wurde, könnte der Scanfehler auch den signifikanten Unterschied der Genauigkeit im Vergleich zur konventionellen Abformung in Regio 24 und 26 erklären.

Ergebnisse mit einer abnehmenden Genauigkeit bei steigender Scanlänge zeigten sich auch in einer Untersuchung von *MOURA et al.* [115]. Im Vergleich zur vorliegenden Studie wurden dort lineare Abweichungen von $30 \mu\text{m}$ bis $1900 \mu\text{m}$ gemessen. Die abweichenden Ergebnisse könnten durch mehrere Faktoren beeinflusst worden sein. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie wurde nicht über eine Referenzstruktur ein Soll- und Ist-Wert-Vergleich im identischen Koordinatensystem durchgeführt, sondern die verschiedenen Datensätze wurden über einen *best fit* Algorithmus an einem Scanbody übereinander gelegt. Diese Methode könnte die geringen Abweichungen im Vergleich zur vorliegenden Studie erklären. Die großen linearen Abweichungen könnten durch die Verwendung eines unbezahnnten Referenzmodells bedingt worden sein. Wie in Kapitel 6.1.1 beschrieben, kann dies eine mögliche Fehlerquelle darstellen [13, 91]. In der vorliegenden Studie zeigte sich ebenfalls bei dem größeren zahnlosen Abschnitt in Regio 26 bei allen drei verschiedenen Scanbodies die größte lineare Abweichung.

Die Ergebnisse steigender Abweichung bei zunehmender Scanlänge konnten in einer Studie von *RECH-ORTEGA et al.* im Vergleich zur vorliegenden Studie nicht bestätigt werden ^[138]. Die geringste Abweichung lag dort bei 21 μm , die höchste Abweichung bei 123 μm . Eine mögliche Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse könnte in der unterschiedlichen Berechnungsart der linearen Abweichung liegen. In der vorliegenden Studie wurden die verschiedenen Methoden stets im gleichen Koordinatensystem ausgewertet. In der Studie von *RECH-ORTEGA et al.* wurden acht Abstände zwischen sechs Implantaten ausgewertet, wobei die Datensätze immer anhand von einem Scanbody überlagert wurden. Möglicherweise hat auch die digitale Implantatabformung mit dem *True Definition* Intraoralscanner (3M Espe, Seefeld, Deutschland), welcher, wie in Kapitel 3.5.2 beschrieben, über ein anderes Aufnahmeprinzip verfügt als der *TRIOS 3* Intraoralscanner, zu den abweichenden Ergebnissen geführt.

Weiterhin decken sich die Ergebnisse der vorliegenden Studie von der linearen Abweichung her teilweise mit denen einer Studie von *ALIKHASI et al.*, bei der die lineare Abweichung einer digitalen Abformung $188 \pm 134 \mu\text{m}$ bei abgewinkelt stehenden Implantaten und $162 \pm 103 \mu\text{m}$ bei gerade stehenden Implantaten betrug ^[10]. Inkongruent zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie ist dabei, dass in der vorliegenden Studie die Implantatregionen die höchste Abweichung aufweisen, welche zuletzt digitalisiert wurden. Hingegen deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die Angulation der Implantate keinen Einfluss auf die Genauigkeit des digitalen Modells hat. Möglicherweise lassen sich die unterschiedlichen Ergebnisse damit erklären, dass in der Studie von *ALIKHASI et al.* eine zylinderhafte Struktur auf dem Referenzmodell gewählt wurde, von welcher ausgehend die Strecken zu den Implantaten berechnet wurden. Zudem unterscheidet sich die Präzision beider Studien, was durch die Verwendung von unterschiedlichen Scanbodies sowie der Verwendung eines zahnlosen Referenzmodells bedingt sein könnte.

Hingegen zeigte sich, im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie, bei einer Untersuchung von *MENINI et al.* eine lineare Distanzabweichung von $12 \pm 26 \mu\text{m}$ ^[109]. Möglicherweise könnten die unterschiedlichen Ergebnisse der beiden Studien durch eine abweichende Studienmethodik erklärt werden. In der vorliegenden Studie wurde ein definiertes Referenzsystem verwendet, die lineare Abweichung zwischen Soll- und Ist-Punkt konnte direkt im gleichen Koordinatensystem ausgewertet werden. Bei *MENINI et al.* hingegen wurde ein Scanbody an einer von vier Implantat-

positionen als Referenz verwendet und daran die Distanzen zu den anderen Scanbodies jeweils ausgemessen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind teilweise mit den Ergebnissen einer Studie *MUTWALLI et al.* kongruent. Dabei lag die lineare Distanzabweichung zu einem Referenzmodell bei der digitalen Abformung in einem Bereich von 44,8 μm bis zu 198,5 μm , teilweise ähnlich wie in der vorliegenden Studie ^[119]. Hierbei zeigten sich auch dahingehend wieder kongruente Ergebnisse mit der vorliegenden Studie, da sich die kleinste Abweichung auch an dem Scanbody zeigte, welcher sich am nächsten bei der Referenzkugel befand, wo der Scanpfad begann. Die insgesamt niedrigere Abweichung bei *MUTWALLI et al.* könnte zudem an der geringeren Länge der ausgewerteten Distanz liegen. Zudem wurden auch hier die verschiedenen Methoden nicht in einem Koordinatensystem verglichen, welches über einen Referenzwürfel angelegt worden war.

In einer Studie von *PARK et al.* zeigen sich ähnliche Ergebnisse wie in der vorliegenden Studie. Im Vergleich zur vorliegenden Studie wurde in der Untersuchung von *PARK et al.* eine Übertragungsgenauigkeit von $183,9 \pm 49,7 \mu\text{m}$, ebenfalls mit dem *TRIOS 3* Intraoralscanner, ermittelt ^[131]. Die Ergebnisse der Studie können mit denen der vorliegenden durchaus verglichen werden, da jeder Zahn einzeln in seiner linearen Abweichung ausgewertet wurde, wie in den anderen Studien die Scanbodies. Auch hierbei zeigte sich wieder bei den Intraoralscannern eine steigende Abweichung bei einem längeren Scanpfad, was sich auch in der vorliegenden Studie zeigte. Im Gegensatz dazu konnte dieser Effekt bei dem ebenfalls verwendeten Laborscanner, welcher direkt einen größeren Bereich digitalisieren kann, nicht nachgewiesen werden, was durch den nicht vorhandenen Überlagerungsfehler begründet sein könnte. Die abweichenden Ergebnisse beider Studien könnten zudem durch die unterschiedliche Referenzmethode bedingt worden sein, da in der Studie von *PARK et al.* eine *best fit* Überlagerung zur Ermittlung der linearen Abweichung verwendet wurde. Im Gegensatz dazu wurde in der vorliegenden Studie ein Koordinatensystem verwendet, welches über eine Referenzstruktur angelegt wurde. Einen weiteren Einfluss auf das Ergebnis könnte außerdem das Nichtverwenden von Scanbodies gehabt haben.

6.2.2 *In vivo*

Es liegen aktuell wenige Studien zur Übertragungsgenauigkeit der konventionellen und digitalen Ganzkiefer-Implantatabformungen *in vivo* vor. Durch den verwendeten Referenzschlüssel war es möglich, eine Aussage über die Übertragungsgenauigkeit der einzelnen Methoden treffen zu können.

Bezogen auf die konventionelle *in vivo* durchgeführte Implantatabformung zeigen sich in der vorliegenden Studie durchaus kongruente Ergebnisse zu dem *in vitro* Versuchsteil. Wie in Kapitel 5.2 dargelegt, zeigten sich bei Patient 1 und 2 Abweichungen von 84,5 bzw. 109,3 μm und nur bei Patient 3 mit 187,6 μm , über alle drei Implantatpositionen betrachtet, eine höhere Abweichung als im *in vitro* Teil. Da die *in vitro* Methoden jeweils im gleichen Koordinatensystem verglichen wurden, kann trotz gleicher Materialien kein direkter Vergleich mit den *in vivo* erhobenen Daten stattfinden, da diese durch einen *best fit* Algorithmus erhoben wurden. Wie in Kapitel 6.1.1 dargelegt, wirken sich auf *in vivo* erhobene Ergebnisse zudem klinische Einflüsse stärker aus als unter *in vitro* Bedingungen. Dies könnte möglicherweise bei Patient 3 die abweichenden Ergebnisse erklären.

In dieser Hinsicht sind die Ergebnisse der vorliegenden Studie auch kongruent mit denen einer *in vivo* Untersuchung von *ALSHARBATY et al.*. Dort zeigte sich zwischen zwei benachbarten Implantaten eine lineare Abweichung von $160 \pm 25 \mu\text{m}$ für die konventionelle Abformung ^[11]. Mögliche Gründe für die unterschiedlichen Ergebnisse könnten neben klinischen Einflüssen die unterschiedliche Methodik der zwei Studien sein. In der vorliegenden Studie wurde als intraorale Referenz der Metallschlüssel verwendet, wohingegen in der anderen Studie die Implantatposition intraoral über Kunststoff zwischen den zwei Abformpfosten verblockt wurde, woraus ein Referenzmodell hergestellt wurde. Auch wenn in beiden Fällen ein Übertrag der Position über Abformpfosten stattfand, die beide auf eine Weise verblockt waren, unterscheiden sich die Methoden dennoch in ihrem Material. Dies könnte einen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben und würde sich mit der Beobachtung bei den *in vitro* Vorversuchen decken, bei denen eine Kunststoffverschlüsselung eine höhere Abweichung zeigte. Weiterhin wurden die zu vergleichenden Punkte an den Implantaten in beiden Studien anders bestimmt. In der vorliegenden Studie mussten zudem drei Implantatpositionen bestmöglich übereinander gelegt werden, in der Studie von *ALSHARBATY et al.* wurden die Da-

tensätze jeweils am vorderen der beiden Implantate übereinander gelegt. Diese Methodik könnte ebenfalls einen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben.

Im Gegensatz zu den kongruenten Ergebnissen bei der konventionellen Abformung zeigten sich bei den digitalen *in vivo* Implantatabformungen keine kongruenten Ergebnisse mit den *in vitro* Ergebnissen. Dabei fiel auf, dass besonders bei den beiden bezahnten Patienten die digitalen Abformungen mit den Kulzer Scanbodies signifikant höhere lineare Abweichungen lieferten als im *in vitro* Versuch. Hierbei könnten sich mögliche, in Kapitel 6.1.1 diskutierte, klinische Einflüsse zeigen. Diese könnten zu den abweichenden Ergebnissen geführt haben. Im Gegensatz dazu waren die linearen Abweichungen bei den beiden anderen Scanbodies niedriger als bei der konventionellen Abformung. Da sich dieses Ergebnis bei beiden bezahnten Patienten zeigte, könnte vermutet werden, dass die Scanbodies intraoral eine höhere Genauigkeit aufweisen als der andere Scanbody und die konventionelle Abformung. Für eine profunde Aussage wäre jedoch eine höhere Patientenzahl notwendig.

Mögliche klinische Einflüsse zeigen sich möglicherweise ebenfalls in einer *in vivo* Studie von ANDRIESEN *et al.*. Dabei wurde die Übertragungsgenauigkeit der digitalen Implantatabformung bei einem zahnlosen Unterkiefer untersucht, wobei nur ein Datensatz von 25 untersuchten akzeptable Ergebnisse lieferte ^[13]. Da bei der Digitalisierung zahnloser Abschnitte mögliche Fehlerquellen durch fälschliches Verknüpfen der einzelnen Scanbilder entstehen können, könnte dies die hohe Ausfallquote erklären. Weiterhin wird eine andere Situation untersucht und ein anderer Intraoralscanner verwendet als in der vorliegenden Studie. Die Problematik eines möglichen Scanfehlers bei zahnlosen Abschnitten zeigt sich jedoch wahrscheinlich auch in der vorliegenden Studie, da bei dem zahnlosen Patienten ebenfalls die höchsten Abweichungen auftreten. Insgesamt könnte der hier verwendete *best fit* Algorithmus die Ergebnisse mit beeinflusst haben. Eine konkrete Einschätzung über den Einfluss des Algorithmus auf die Ergebnisse ist jedoch nicht möglich, da die genauen Algorithmen nicht bekannt sind.

Über den verwendeten intraoralen Referenzschlüssel konnte bis zu einer gewissen Abweichung eine Aussage über die Genauigkeit getroffen werden. Gleichzeitig sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass im *in vivo* Versuchsteil dieser Studie lediglich die Eignung der Methodik untersucht wurde (*proof of principle*). Daher kann *in vivo* mit den verfügbaren Methoden noch keine absolute Aussage über die Übertragungsgenauigkeit getroffen werden. Für verlässliche Daten sollten dazu weitere Studien folgen.

6.3 Klinische Relevanz und Einordnung der Ergebnisse

Die untersuchte Übertragungsgenauigkeit der konventionellen und digitalen Implantatabformung hat eine hohe klinische Relevanz, da über diese, wie in Kapitel 3.3.5 beschrieben, der Informationsübertrag auf ein Modell stattfindet. Nur wenn dieser Übertrag genau ist, kann eine Versorgung hergestellt werden, welche über einen guten *passiven Sitz* verfügt. Über diesen kann eine höhere Lebensdauer der Versorgung erzielt werden. Obwohl es, wie in Kapitel 3.3.5 dargelegt, keine eindeutige Definition für den *passiven Sitz* von Implantaten gibt, sollte eine hohe Herstellungsgenauigkeit angestrebt werden, um ein mögliches Verlustrisiko durch einen nicht spannungsfreien Sitz zu minimieren. Dafür ist es insgesamt wichtig zu wissen, mit welcher der untersuchten Methoden dieses Ziel im klinischen Alltag am besten erfüllt werden kann.

Bei der Betrachtung der *in vitro* Ergebnisse zeigt sich, dass unter diesen gegebenen Bedingungen die konventionelle Implantatabformung eine geringere lineare Abweichung zeigt als die digitale Implantatabformung. Besonders im zweiten Quadranten unterscheiden sich die Ergebnisse signifikant voneinander, die möglichen Ursachen dafür sind in Kapitel 6.1.2 dargelegt. Legt man die maximale Abweichung von 150 μm , wie von *JEMT et al.* gefordert, als Maßstab für die lineare Abweichung an, so zeigt sich, dass die konventionelle Abformung eine ausreichende Genauigkeit in allen Positionen aufweist. Die Medentika Scanbodies zeigen insgesamt eine Genauigkeit von $154,2 \pm 46,5 \mu\text{m}$, womit sie diese Maßgabe jedoch knapp überschreiten. Werden jedoch nur die erhobenen Werte in Regio 16 (123,3 μm) und Regio 14 (105,7 μm) betrachtet, würde diese Methode eine ausreichende Genauigkeit übermitteln. Insgesamt deutet sich jedoch schon unter *in vitro* Bedingungen an, dass der in Kapitel 6.1.2 beschriebene Scanfehler eine mögliche Ursache für die Ungenauigkeiten, besonders im zweiten Quadranten, darstellt.

Die *in vitro* Ergebnissen der vorliegenden Studie lassen zudem vermuten, dass die Angulation von Implantaten sich auf die Genauigkeit der konventionellen Implantatabformung auswirken kann. Unter den gegebenen Bedingungen wiesen sowohl beim Referenzschlüssel als auch bei der konventionellen Implantatabformung die Positionen mit gewinkelt stehenden Implantaten die höhere lineare Abweichung auf. Im Vergleich zur digitalen Abweichung zeigte sich dieser Effekt dort nicht. Bei den digitalen Abformungen zeigte sich dieser Effekt in Regio 14 und 24 weniger stark. Insgesamt wiesen diese

Verfahren jedoch eine höhere lineare Abweichung auf, sodass sich hier kein Vorteil in der Anwendung darstellt.

Insgesamt kann zunächst festgestellt werden, dass mit der Methodik des Referenzschlüssels die Übertragungsgenauigkeit der konventionellen und digitalen Implantatabformung, bis zu dem oben erwähnten Wert, beurteilen werden kann. Weiterhin zeigen die *in vitro* Daten der vorliegenden Studie, dass die Verwendung der konventionellen Abformung klinisch weiterhin empfohlen werden könnte. Im Ganzkieferbereich zeigen jedoch die digitalen Abformungen höhere lineare Abweichungen als in den *in vitro* Ergebnissen, weshalb eine Verwendung nach diesen Daten nicht direkt empfohlen werden kann.

Die Überprüfung der verwendeten *in vitro* Methodik zeigte zudem, dass die Methode grundsätzlich geeignet ist, um Studie zur Übertragungsgenauigkeit am Patienten durchzuführen.

Insgesamt ordnen sich die Ergebnisse der vorliegenden Studie in die Ergebnisse der Literatur größtenteils kongruent ein. Die möglichen Ursachen für Abweichungen zu einigen Studien sind in Kapitel 6.1.2 und 6.2 dargelegt.

Die untersuchte Referenzschlüssel-Methode zeigt in der vorliegenden Studie eine Möglichkeit zur Darstellung der Übertragungsgenauigkeit der konventionellen und digitalen Implantatabformung. Weitere Untersuchungen mit dieser Methode oder eine mögliche Weiterentwicklung wären dennoch wünschenswert.

6.4 Schlussfolgerung

Zusammenfassend lässt sich zunächst feststellen, dass die untersuchte Referenzmethode über einen Metallschlüssel die Dimensionsgenauigkeit von Ganzkieferimplantatabformungen *in vitro* adäquat angeben kann. Weiterhin zeigten die konventionellen Implantatabformungen *in vitro* signifikant geringere lineare Abweichungen als die digitalen Implantatabformungen. Die Verwendung unterschiedlicher Scanbodies hatte unter diesen Bedingungen keinen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit.

Klinisch wurde die *in vitro* überprüfte Methodik an drei Patienten beispielhaft verwendet. Dort zeigten sich teilweise inkongruente Ergebnisse zum *in vitro* Versuchsteil. Dies könnte, wie oben begründet, vor allem an den klinischen Bedingungen, welche auf die verschiedenen Abformverfahren Einfluss haben, liegen. Möglicherweise haben auch die unterschiedlichen verwendeten Referenzen (Koordinatensystem *in vitro*/*best fit* Algorithmus *in vivo*) die Ergebnisse beeinflusst. Wie groß die Auswirkungen der unterschiedlichen Referenz sich darstellen, muss durch weitere Studien untersucht werden. Grundsätzlich ist die Methodik *in vivo* für Studienzwecke einsetzbar.

7 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie bestand darin *in vitro* die Übertragungsgenauigkeit der Methodik eines Referenzschlüssels sowie der konventionellen und digitalen Implantatabformung im Vergleich zu einem Referenzmodell auf ihre Übertragungsgenauigkeit hin zu untersuchen. Die drei Methoden wurden ebenfalls an drei Patienten *in vivo* exemplarisch untersucht. Aktuell sind keine Studien bekannt, welche eine Methodik untersuchten, mit der die Übertragungsgenauigkeit verschiedener Abformmethoden im Ganzkieferbereich auf Implantaten bestimmt werden kann.

Dazu wurden in der vorliegenden Studie die Implantatpositionen eines Referenzmodells zehn Mal mit einem Referenzschlüssel (Verschlüsselungsmaterial: *Impregum Penta*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) übertragen. Es wurden zehn Gipsmodelle konventioneller Abformungen angefertigt (*Impregum Penta*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) sowie jeweils zehn digitale Abformungen mit drei verschiedenen Scanbodies (NT-Trading, Karlsruhe, Deutschland; Kulzer, Hanau, Deutschland; Medentika, Hügelsheim, Deutschland) mit dem *TRIOS 3* Intraoralscanner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark). Die erhobenen Daten konnten mit denen des Referenzmodells im gleichen Koordinatensystem auf ihre lineare Abweichung hin ausgewertet werden.

Unter *in vitro* Bedingungen zeigte der Referenzschlüssel die höchste Genauigkeit, unterschied sich signifikant zu den anderen Methoden, die konventionelle Abformung unterschied sich signifikant zu den digitalen Abformungen. *In vivo* zeigten sich hingegen inkongruente Ergebnisse. Dafür könnten die klinischen Einflüsse sowie die unterschiedlichen Auswerteverfahren verantwortlich sein. Aus technischen Gründen mussten die *in vivo* erhobenen Daten mit einem *best fit* Algorithmus ausgewertet werden.

Schlussfolgernd lässt sich daher feststellen, dass der Referenzschlüssel *in vitro* Ergebnisse zeigte, welche einen intraoralen Gebrauch rechtfertigen. Die konventionelle Ganzkieferabformung kann im Gegensatz zu der digitalen Abformung klinisch empfohlen werden. Auf Grund der verwendeten Auswertmethode konnten *in vivo* keine absoluten Aussagen getroffen werden, welche Methode die höchste Übertragungsgenauigkeit bietet. Dafür wäre eine genauere Methode zur Übertragung der intraoralen Patientensituation, als Referenz, wünschenswert.

8 Summary

The aim of the present study was to investigate *in vitro* a reference key as a method to assess the transfer accuracy of conventional and digital implant impressions initially. The accuracy of the three methods was also tested in three patients. Currently to our knowledge there are no studies comparing the transfer accuracy of the conventional and digital full arch implant impression.

The implant position of a reference model was transferred ten times with the reference key (encode material: *Impregum penta*, 3M Espe, Seefeld, Germany). Furthermore, ten gypsum casts of conventional impressions (*Impregum penta*, 3M Espe, Seefeld, Germany) and ten digital impressions with three different Scanbodies (NT-Trading, Karlsruhe, Germany; Kulzer, Hanau, Germany; Medentika, Hügelsheim, Germany) with the *TRI-OS 3* intraoral-scanner (3Shape, Copenhagen, Denmark). The investigated implant impressions were compared with the reference models in the same coordinate system to their linear deviation.

Furthermore, the reference key showed *in vitro* the highest accuracy and differed statistically significant to the other investigated methods. The conventional method differed statistically significant to the digital impressions. The *in vivo* investigations showed different outcomes which could be affected by clinical parameters. Furthermore, the different measuring methods (comparing the methods in an equal coordinate system vs. *best fit*) could have had an impact on the results.

In conclusion, the reference key showed *in vitro* an accurate dimensional implant position transfer, which permits the *in vivo* use of the method. The conventional implant impression technique used in this study can also be recommended for intraoral full-arch use. The digital impression showed a larger deviation in full-arch-scans. Thus, the conventional implant impression can be recommended. Due to the measuring methods used and the low number of patients investigated in this study, no conclusions about the preferable method for intraoral use can be drawn. Therefore further clinical investigations are necessary.

9 Literaturverzeichnis

1. **3M.** Präzisionsabformungen – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis Abformkompendium In Zusammenarbeit mit Prof. Dr. med. dent. Bernd Wöstmann Prof. John M. Powers, Ph.D. <http://multimedia.3m.com/mws/media/604457O/3m-health-care-academy-impressioning-compendium-german.pdf>, 2016 (abgerufen am 13.03.2019).
2. **Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, and Swain M.** Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 506-515, 2010.
3. **Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, and Jemt T.** Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 347-359, 1990.
4. **Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, and Kotiranta U.** Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont* 27: 35-41, 2018.
5. **Akca K and Cehreli MC.** Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 517-523, 2004.
6. **Al-Meraikhi H, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley W, and Johnston WM.** In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *J Prosthet Dent* 119: 409-416, 2018.
7. **Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, and Weiner S.** Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int* 43: 119-125, 2012.
8. **Alikhasi M, Alsharbaty MHM, and Moharrami M.** Digital Implant Impression Technique Accuracy: A Systematic Review. *Implant Dent* 26: 929-935, 2017.
9. **Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, and Momen-Heravi F.** Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: effect on marginal discrepancy. *J Oral Implantol* 37: 649-657, 2011.
10. **Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, and Hasanzade M.** Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent* 2018, Article ID 3761750, 2018.
11. **Alsharbaty MHM, Alikhasi M, Zarrati S, and Shamshiri AR.** A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *J Prosthodont*, 2018 [Epub ahead of print].
12. **Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, and Papaspyridakos P.** Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* 28: 1360-1367, 2017.

13. **Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, and Wismeijer DW.** Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent* 111: 186-194, 2014.
14. **Baig MR.** Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29: 869-880, 2014.
15. **Baig MR, Buzayan MM, and Yunus N.** Accuracy of a new elastomeric impression material for complete-arch dental implant impressions. *J Investig Clin Dent* 9: e12320, 2018.
16. **Balkenhol M, Rehmann P, Siemer A, Ferger P, and Wostmann B.** Die Präzisionsabformung: materialimmanente und verfahrenstechnische Einflussfaktoren - Teil 1: Dimensionstreue. *ZWR* 114: 43-47, 2005.
17. **Basaki K, Alkumru H, De Souza G, and Finer Y.** Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 32: 792-799, 2017.
18. **Bateni SH.** Die Qual der Wahl. *Quality engineering* 04, 2016.
19. **Bateni SH.** Koordinatenmesstechnik mit Computertomografie auf dem Vormarsch. *Quality engineering* 03, 2017.
20. **Beuer F, Schweiger J, and Edelhoff D.** Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204: 505-511, 2008.
21. **Block MS.** Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg* 76: 11-26, 2018.
22. **Boeddinghaus M.** Vergleichsstudie zur Genauigkeit von intraoralen optischen Abformungen und einem konventionellen Abformmaterial - Eine in-vivo Studie -. Med Diss, Gießen, 2014.
23. **Braian M, De Bruyn H, Fransson H, Christersson C, and Wennerberg A.** Tolerance measurements on internal- and external-hexagon implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29: 846-852, 2014.
24. **Budde N, Schweyen R, and Hey J.** Intraorale Scans zur Abformung in der Implantologie Klinischer Erfahrungsbericht. *Quintessenz* 68(12): 1331-1338, 2017.
25. **Bundeszahnärztekammer.** Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) – Kurzfassung. https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung_DMS_V.pdf, 2016 (abgerufen am 13.03.2019).
26. **Burns J, Palmer R, Howe L, and Wilson R.** Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 89: 250-255, 2003.
27. **Burzynski JA, Firestone AR, Beck FM, Fields HW, Jr., and Deguchi T.** Comparison of digital intraoral scanners and alginate impressions: Time and patient satisfaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 153: 534-541, 2018.
28. **Carvalho CI, Mello JA, Sobrinho LC, Correr AB, and Sinhoreti MA.** Dimensional change of elastomeric materials after immersion in disinfectant solutions for different times. *J Contemp Dent Pract* 12: 252-258, 2011.

29. **Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, and Barbour ME.** Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mater Eng* 20: 243-249, 2010.
30. **Chang WG, Vahidi F, Bae KH, and Lim BS.** Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont* 25: 44-47, 2012.
31. **Chee W and Jivraj S.** Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J* 201: 429-432, 2006.
32. **Chen DC, Lai YL, Chi LY, and Lee SY.** Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. *J Dent* 28: 583-588, 2000.
33. **Chew AA, Esguerra RJ, Teoh KH, Wong KM, Ng SD, and Tan KB.** Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: Effects of Different Scanners and Implant Level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 32: 70-80, 2017.
34. **Christoph R and Neumann HJ.** Multisensor-Koordinatenmesstechnik Produktionsnahe optisch-taktile Maß-, Form- und Lagebestimmung: Verlag Moderne Industrie, Landsberg a. L. , 2003.
35. **Cuperus AM, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JG, and Breuning KH.** Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 142: 308-313, 2012.
36. **Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, and Mollo Fde A, Jr.** Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23: 226-236, 2008.
37. **Del'Acqua MA, Chavez AM, Amaral AL, Compagnoni MA, and Mollo Fde A, Jr.** Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 771-776, 2010.
38. **Del'Acqua MA, Chavez AM, Compagnoni MA, and Molo Fde A, Jr.** Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 715-721, 2010.
39. **Del Corso M, Aba G, Vazquez L, Dargaud J, and Dohan Ehrenfest DM.** Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clin Implant Dent Relat Res* 11: 214-221, 2009.
40. **DeLong R, Pintado MR, Ko CC, Hodges JS, and Douglas WH.** Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont* 10: 78-85, 2001.
41. **DGZMK.** Wissenschaftliche Stellungnahme Implantologie in der Zahnheilkunde. https://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/ALT_Implantologie_in_der_Zahnheilkunde_2005.pdf, 2005 (abgerufen am 13.02.2019).
42. **DIN.** Genauigkeit (Richtigkeit und Präzision) von Messverfahren und Messergebnissen Teil 1: Allgemeine Grundlagen und Begriffe. 1997.
43. **DIN.** Zahnheilkunde – Bezeichnungssystem für Dentalimplantate (ISO 19429:2015); Deutsche Fassung EN ISO 19429:2016. 2016.

44. **Donovan TE and Chee WW.** A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 48: 445-470, 2004.
45. **Duke P, Moore BK, Haug SP, and Andres CJ.** Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent* 83: 466-473, 2000.
46. **Elshenawy EA, Alam-Eldein AM, and Abd Elfatah FA.** Cast accuracy obtained from different impression techniques at different implant angulations (in vitro study). *Int J Implant Dent* 4: 9, 2018.
47. **Ender A, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 115: 313-320, 2016.
48. **Ender A and Mehl A.** Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 109: 121-128, 2013.
49. **Ender A and Mehl A.** In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 46: 9-17, 2015.
50. **Ender A and Mehl A.** Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16: 11-21, 2013.
51. **Ender A, Zimmermann M, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig* 20: 1495-1504, 2016.
52. **Fan T, Li Y, Deng WW, Wu T, and Zhang W.** Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. *Clin Implant Dent Relat Res* 19: 207-215, 2017.
53. **Fluegge T, Att W, Metzger M, and Nelson K.** A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont* 26: 34-41, 2017.
54. **Flugge TV, Att W, Metzger MC, and Nelson K.** Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont* 29: 277-283, 2016.
55. **Fukazawa S, Odaira C, and Kondo H.** Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res* 61: 450-459, 2017.
56. **Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Lagana DC, and Sesma N.** Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent* 119: 214-219, 2018.
57. **Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, and Weber HP.** Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont* 24: 469-472, 2011.
58. **Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Ozcan M, and Pradies G.** An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J Prosthodont* 26: 650-655, 2017.
59. **Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, and Pradies G.** Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants

considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res* 17 Suppl 1: e54-64, 2013.

60. **Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, and Pradies G.** Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29: 853-862, 2014.

61. **Gintaute A.** Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures of straight and tilted dental implants. Med Diss, Freiburg i. B., 2015.

62. **GOM.** GOM Acceptance Test Annahme/Überwachung in Anlehnung an VDI/VDE 2634, Blatt 3 ATOS CORE 135. 2013.

63. **Goodacre BJ, Goodacre CJ, and Baba NZ.** Using Intraoral Scanning to Capture Complete Denture Impressions, Tooth Positions, and Centric Relation Records. *Int J Prosthodont* 31: 377-381, 2018.

64. **Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, and Keul C.** A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig* 20: 1487-1494, 2016.

65. **Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, and Edelhoff D.** Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 17: 1201-1208, 2013.

66. **Guth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, and Keul C.** Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig* 21: 1445-1455, 2017.

67. **Hamalian TA, Nasr E, and Chidiac JJ.** Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 20: 153-160, 2011.

68. **Handschuck N.** Werkstoffkundlich-vergleichende Untersuchung an Abformmassen auf der Basis von Polyethern, additionsvernetzenden und kondensationsvernetzenden Silikonen. Med Diss, Jena, 2007.

69. **Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, and Azhagarasan NS.** Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 38-44, 2010.

70. **Häußling T.** In-vitro-Untersuchung zum Einfluss von Abformmaterial und -methode auf die Dimensionsgenauigkeit bei der Abformung von Implantaten mit divergierenden Achsen. Med Diss, Gießen, 2015.

71. **Hayama H, Fueki K, Wadachi J, and Wakabayashi N.** Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J Prosthodont Res* 62: 347-352, 2018.

72. **Hellmuth T.** Neuere Methoden in der konfokalen Mikroskopie. *Physikalische Blätter* 49: 489-491, 1993.

73. **Hingsammer L, Watzek G, and Pommer B.** The influence of crown-to-implant ratio on marginal bone levels around splinted short dental implants: A radiological and clinical short term analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 19: 1090-1098, 2017.

74. **Hoods-Moonsammy VJ, Owen P, and Howes DG.** A comparison of the accuracy of polyether, polyvinyl siloxane, and plaster impressions for long-span implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 27: 433-438, 2014.
75. **Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, and Knapik G.** Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28: 228-240, 2013.
76. **Hoyos A and Soderholm KJ.** Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *Int J Prosthodont* 24: 49-54, 2011.
77. **ISO.** ISO 4823 "Elastomere Abformmaterialien". 2015.
78. **Izadi A, Heidari B, Roshanaei G, Allahbakhshi H, and Fotovat F.** Comparative Study of Dimensional Accuracy in Three Dental Implant Impression Techniques: Open Tray, Closed Tray with Impression Coping, and Snap Cap. *J Contemp Dent Pract* 19: 974-981, 2018.
79. **Jemt T.** Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6: 270-276, 1991.
80. **Jemt T.** In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 151-158, 1996.
81. **Jemt T and Book K.** Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 620-625, 1996.
82. **Joda T, Bragger U, and Gallucci G.** Systematic literature review of digital three-dimensional superimposition techniques to create virtual dental patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30: 330-337, 2015.
83. **Kamimura E, Tanaka S, Takaba M, Tachi K, and Baba K.** In vivo evaluation of inter-operator reproducibility of digital dental and conventional impression techniques. *PLoS One* 12 (6): e0179188, 2017.
84. **Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, and Lang BR.** Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 81: 7-13, 1999.
85. **Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, and Katsoulis K.** Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol* 10 Suppl 1: 121-138, 2017.
86. **Kattadiyil MT and AlHelal A.** An update on computer-engineered complete dentures: A systematic review on clinical outcomes. *J Prosthet Dent* 117: 478-485, 2017.
87. **Kim JH, Kim KR, and Kim S.** Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent* 114: 185-192 e181, 2015.
88. **Kim S, Nicholls JJ, Han CH, and Lee KW.** Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21: 747-755, 2006.
89. **Kim SR, Kim CM, Jeong ID, Kim WC, Kim HY, and Kim JH.** Evaluation of accuracy and repeatability using CBCT and a dental scanner by means of 3D software. *Int J Comput Dent* 20: 65-73, 2017.

90. **Koch GK, Gallucci GO, and Lee SJ.** Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *J Prosthet Dent* 115: 749-754, 2016.
91. **Kuhr F.** Klinische Studie zur Messung der Dimensionsstabilität von digitalen Ganzkiefer-abformungen und die Entwicklung einer neuen Messmethode. Med Diss, Gießen, 2016.
92. **Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, and Wostmann B.** A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 55: 68-74, 2016.
93. **Kulzer.** cara Scanbody. https://www.kulzer.de/media/webmedia_local/downloads_new/cara_11/downloads_8/bruchures_1/de_6/PI_cara_Scanbody_DE.pdf, 2016 (abgerufen am 13.03.2019).
94. **Lee H, So JS, Hochstedler JL, and Ercoli C.** The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 100: 285-291, 2008.
95. **Lee KM.** Comparison of two intraoral scanners based on three-dimensional surface analysis. *Prog Orthod* 19: 6, 2018.
96. **Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, and Myung JY.** Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent* 119: 225-232, 2018.
97. **Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, and Morton D.** Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30: 102-109, 2015.
98. **Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, and Brudvik JS.** Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 6: 377-383, 1993.
99. **Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpela A, and Makynen A.** Recent advances in dental optics- Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 54: 203-221, 2014.
100. **Luthardt R.** Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 59: 372-380, 2004.
101. **Luthardt R, Sandkuhl O, Brakhage P, Kühmstedt P, and Lazarek K.** Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung - Modellherstellung - Digitalisierung. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 627-630, 1999.
102. **Luthardt RG, Kuhmstedt P, and Walter MH.** A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater* 19: 19-24, 2003.
103. **Luthardt RG, Walter MH, Quaas S, Koch R, and Rudolph H.** Comparison of the three-dimensional correctness of impression techniques: a randomized controlled trial. *Quintessence Int* 41: 845-853, 2010.
104. **Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, and Petridis H.** Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont* 31: 107-113, 2018.
105. **Manzella C, Bignardi C, Burello V, Carossa S, and Schierano G.** Method to improve passive fit of frameworks on implant-supported prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 116: 52-58, 2016.

106. **Marghalani A, Weber HP, Finkelman M, Kudara Y, El Rafie K, and Papaspyridakos P.** Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *J Prosthet Dent* 119: 574-579, 2018.
107. **Marxkors R.** Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik, 5. überarbeitete und erweiterte Auflage: Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2010.
108. **Marxkors R, Meiners H, and Geis-Gerstorfer J.** Abformung und Modellherstellung. In: *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*, 6., überarbeitete Auflage: Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2008, p. 3-35.
109. **Menini M, Setti P, Pera F, Pera P, and Pesce P.** Accuracy of multi-unit implant impression: traditional techniques versus a digital procedure. *Clin Oral Investig* 22: 1253-1262, 2018.
110. **Mennito AS, Evans ZP, Lauer AW, Patel RB, Ludlow ME, and Renne WG.** Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent* 30: 113-118, 2018.
111. **Millstein P, Maya A, and Segura C.** Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil* 25: 645-648, 1998.
112. **Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, and Shin K.** The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 677-683, 1998.
113. **Mizumoto RM and Yilmaz B.** Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent* 120: 343-352, 2018.
114. **Mormann WH.** The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137 Suppl: 7S-13S, 2006.
115. **Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Ozcan M, and Mesquita AMM.** Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont* 28: e530-e535, 2019.
116. **Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Robben J, Mah J, Pospiech P, and Bumann A.** Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent* 20: 151-164, 2017.
117. **Mulcahy C, Sherriff M, Walter JD, and Fenlon MR.** Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 111-118, 2000.
118. **Muller P, Ender A, Joda T, and Katsoulis J.** Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* 47: 343-349, 2016.
119. **Mutwalli H, Braian M, Mahmood D, and Larsson C.** Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent* 2018, Article ID 5189761, 2018.
120. **Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Ryden J, and Thor A.** Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent* 69: 110-118, 2018.
121. **Nedelcu RG and Persson AS.** Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 112: 1461-1471, 2014.

122. **NT-Trading**. 3D-Guide Scanbody for high-precision implant position transfer. <http://nt.dental/wp-content/uploads/2017/03/3DGuide.pdf>, 2017 (abgerufen am 13.03.2019).
123. **Ortorp A, Jemt T, Back T, and Jalevik T**. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 16: 194-200, 2003.
124. **Ozan O and Hamis O**. Accuracy of different definitive impression techniques with the all-on-4 protocol. *J Prosthet Dent*, 2019 [Epub ahead of print].
125. **Palma-Carrio C, Maestre-Ferrin L, Penarrocha-Oltra D, Penarrocha-Diago MA, and Penarrocha-Diago M**. Risk factors associated with early failure of dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 16: e514-517, 2011.
126. **Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, and Gallucci GO**. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res* 23: 676-681, 2012.
127. **Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, and Chronopoulos V**. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29: 836-845, 2014.
128. **Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, and Vandenberghe B**. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res* 27: 465-472, 2016.
129. **Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber HP, and Gallucci GO**. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26: 1267-1272, 2011.
130. **Parameshwari G, Chittaranjan B, Sudhir N, Anulekha-Avinash CK, Taruna M, and Ramureddy M**. Evaluation of accuracy of various impression techniques and impression materials in recording multiple implants placed unilaterally in a partially edentulous mandible- An in vitro study. *J Clin Exp Dent* 10: e388-e395, 2018.
131. **Park GH, Son K, and Lee KB**. Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *J Prosthet Dent*, 2018 [Epub ahead of print].
132. **Park S, Kang HC, Lee J, Shin J, and Shin YG**. An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a 3D dental laser scanning. *Comput Methods Programs Biomed* 118: 11-22, 2015.
133. **Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, and Att W**. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc* 144: 914-920, 2013.
134. **Persson A, Andersson M, Oden A, and Sandborgh-Englund G**. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 95: 194-200, 2006.
135. **Persson AS, Andersson M, Oden A, and Sandborgh-Englund G**. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater* 24: 1123-1130, 2008.

136. **Pesce P, Pera F, Setti P, and Menini M.** Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Int J Prosthodont* 31: 171-175, 2018.
137. **Piwowarczyk A, Ottl P, Buchler A, Lauer HC, and Hoffmann A.** In vitro study on the dimensional accuracy of selected materials for monophasic elastic impression making. *Int J Prosthodont* 15: 168-174, 2002.
138. **Rech-Ortega C, Fernandez-Estevan L, Sola-Ruiz MF, Agustin-Panadero R, and Labaig-Rueda C.** Comparative in vitro study of the accuracy of impression techniques for dental implants: Direct technique with an elastomeric impression material versus intraoral scanner. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 24: e89-e95, 2019.
139. **Rehmann P, Schierz S, Gohlke H, and Winkler G.** Präzisionsabformung. *DFZ* 54: 67-79, 2010.
140. **Reich S.** Digitaler Workflow, Scannen und Co - Was geht mich das an? *wissen kompakt* 12: 75-87, 2018.
141. **Reich S, Vollborn T, Mehl A, and Zimmermann M.** Intraoral optical impression systems--an overview. *Int J Comput Dent* 16: 143-162, 2013.
142. **Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, and Lauer A.** Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 118: 36-42, 2017.
143. **Revilla-Leon M, Gonzalez-Martin O, Perez Lopez J, Sanchez-Rubio JL, and Ozcan M.** Position Accuracy of Implant Analogs on 3D Printed Polymer versus Conventional Dental Stone Casts Measured Using a Coordinate Measuring Machine. *J Prosthodont* 27: 560-567, 2018.
144. **Rhee YK, Huh YH, Cho LR, and Park CJ.** Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont* 7: 460-467, 2015.
145. **Ribeiro P, Herrero-Climent M, Diaz-Castro C, Rios-Santos JV, Padros R, Mur JG, and Falcao C.** Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions - An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health* 15, 1599, 2018.
146. **Richter EJ.** Implantatprothetik. In: *Gernet, W., Biffar, R., Schwenzer, N., Ehrenfeld, M.: Zahnärztliche Prothetik 3. Auflage*: Thieme Verlag, Stuttgart, 2007, p. 84-131.
147. **Roland B.** 3-D-Druck und additive Fertigung in der Zahntechnik. *Quintessenz* 69(9): 978-987, 2018.
148. **Rosentritt M, Ilie N, and Lohbauer U.** Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: Thieme Verlag, Stuttgart, 2018.
149. **Rosentritt U and Ilie N.** PEEK - zahnmedizinische Grundlagen und Hintergründe. *ZWR* 125: 438-442, 2016.
150. **Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Westmann B, and Luthardt RG.** Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci* 24: 85-94, 2016.

151. **Rutkunas V, Geciauskaite A, Jegelevicius D, and Vaitiekunas M.** Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol* 10 Suppl 1: 101-120, 2017.
152. **Sabouhi M, Bajoghli F, and Abolhasani M.** Evaluation of the three-dimensional accuracy of implant impression techniques in two simulated clinical conditions by optical scanning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30: 26-34, 2015.
153. **Sahin S, Cehreli MC, and Yalcin E.** The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 30: 271-282, 2002.
154. **Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, and Schneider D.** Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 23 Suppl 6: 163-201, 2012.
155. **Savabi O and Nejatidanesh F.** Custom impression tray for dental implants. *J Prosthet Dent* 97: 183-184, 2007.
156. **Schmidt A, Haussling T, Rehmann P, Schaaf H, and Wostmann B.** Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res* 62: 245-251, 2018.
157. **Schuhmann N.** Best Fit Matching von Punktwolken. In: *Fraunhofer IPA Stuttgart 7. Anwenderforum Rapid Product Development am 25.09.2002.*
158. **Schwarz MS.** Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 11 Suppl 1: 156-158, 2000.
159. **Schweiger J and Kieschnick A.** CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde: teamwork media GmbH, Fuchstal, 2017.
160. **Sim JY, Jang Y, Kim WC, Kim HY, Lee DH, and Kim JH.** Comparing the accuracy (trueness and precision) of models of fixed dental prostheses fabricated by digital and conventional workflows. *J Prosthodont Res* 63: 25-30, 2019.
161. **Simeone P, Valentini PP, Pizzoferrato R, and Scudieri F.** Dimensional accuracy of pickup implant impression: an in vitro comparison of novel modular versus standard custom trays. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26: 538-546, 2011.
162. **Sivaraman K, Chopra A, and Venkatesh SB.** Clinical importance of median mandibular flexure in oral rehabilitation: a review. *J Oral Rehabil* 43: 215-225, 2016.
163. **Soganci G, Cinar D, Caglar A, and Yagiz A.** 3D evaluation of the effect of disinfectants on dimensional accuracy and stability of two elastomeric impression materials. *Dent Mater J* 37: 675-684, 2018.
164. **Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, and Zarone F.** Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res* 12 Suppl 1: e63-76, 2010.
165. **Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, and Zitzmann NU.** Excess cement and the risk of peri-implant disease - a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 28: 1278-1290, 2017.
166. **Steinhauser-Andresen S, Detterbeck A, Funk C, Krumm M, Kasperl S, Holst A, and Hirschfelder U.** Pilot study on accuracy and dimensional stability of impression materials using industrial CT technology. *J Orofac Orthop* 72: 111-124, 2011.

167. **Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, and Beuer F.** Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig* 16: 851-856, 2012.
168. **Su TS and Sun J.** Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res* 59: 236-242, 2015.
169. **Taschieri S, Lolato A, Testori T, Francetti L, and Del Fabbro M.** Short dental implants as compared to maxillary sinus augmentation procedure for the rehabilitation of edentulous posterior maxilla: Three-year results of a randomized clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 20: 9-20, 2018.
170. **Thome.** Abnahme-Protokoll Nr.: WK-T-01738 vom 03.05.2017, 2017.
171. **Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Iijima M, and Mizoguchi I.** Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J* 37: 628-633, 2018.
172. **Toniollo MB, Macedo AP, Pupim D, Zapparoli D, and da Gloria Chiarello de Mattos M.** Finite Element Analysis of Bone Stress in the Posterior Mandible Using Regular and Short Implants, in the Same Context, with Splinted and Nonsplinted Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 32: e199-e206, 2017.
173. **Vadapalli SB, Atluri K, Putcha MS, Kondreddi S, Kumar NS, and Tadi DP.** Evaluation of surface detail reproduction, dimensional stability and gypsum compatibility of monophase polyvinyl-siloxane and polyether elastomeric impression materials under dry and moist conditions. *J Int Soc Prev Community Dent* 6: 302-308, 2016.
174. **van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, and Ren Y.** Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 7: e43312, 2012.
175. **Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, and De Bruyn H.** Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 28: 648-653, 2017.
176. **Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, and Cordioli G.** An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 92: 470-476, 2004.
177. **Vigolo P, Mutinelli S, Fonzi F, and Stellini E.** An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal- and external-connection implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29: 807-818, 2014.
178. **Vogeler M, Bucher R, and Schmelzeisen R.** Implantologie. In: *Gutwald, R., Gellrich, N. C., Schmelzeisen, R.: Einführung in die zahnärztliche Chirurgie und Implantologie, 2. überarbeitete und erweiterte Auflage*: Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2010, p. 383-432.
179. **Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, and Kirsch A.** Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 209-218, 2000.
180. **Weigl P, Schlegel KA, and Lutz R.** Implantatwerkstoffe und Knochenersatzmaterialien. In: *Kappert, H. F., Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten*: Thieme Verlag, Stuttgart, 2008, p. 360-380.

181. **Weskott K.** Dimensionsgenauigkeit von Abformmaterialien bei der offenen und geschlossenen Implantatabformung zweier unterschiedlicher Implantatsysteme. Med Diss, Gießen, 2011.
182. **Wöstmann B.** Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt* 95: 32-39, 2005.
183. **Wöstmann B.** Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *Zahnärztl Mitt* 10: 40-49, 1999.
184. **Wöstmann B.** Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen? *ZWR* 105: 247-250, 1996.
185. **Wöstmann B, Dohle A, and Rettberg S.** Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 679-682, 1994.
186. **Wöstmann B, Höing M, and Ferger P.** Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 753-756, 1998.
187. **Wöstmann B and Rehmann P.** Zahnärztliche Prothetik Analoge vs. digitale Abformtechniken. *DFZ* 4: 78-86, 2013.
188. **Wöstmann B, Rehmann P, and Balkenhol M.** Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont* 21: 299-301, 2008.
189. **Wöstmann B and Seelbach P.** Abformung: konventionell oder digital? *Quintessenz* 63(12): 1567-1575, 2012.
190. **Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, and Neto PT.** Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 1115-1124, 2010.
191. **Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, and Reich S.** Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent* 18: 101-129, 2015.

10 Anhang

10.1 Tabellen

Tab. 14: *In vitro* Implantate

Regio	Größe [mm]	LOT Nummer	MHD
16	4,1x11,5	2018010218	22.01.2023
14	4,1x11,5	2018010218	22.01.2023
24	4,1x11,5	2018010218	22.01.2023
26	4,1x11,5	2018010218	22.01.2023

Tab. 15: *In vitro* Abformpfosten und Laboranaloga

Hersteller, Artikelnummer	LOT Nummer	Durchmesser [mm]
Biomet 3i, <i>IIIC41</i>	1216417	4,1
Biomet 3i, <i>IIIC42</i>	1209572	4,1
nt-Trading, <i>H51</i>	00000359	4,1

Tab. 16: *In vitro* Abformmaterial und Gips

Produkt	LOT Nummer	REF Nummer
3M <i>Adhäsivlack</i>	4491118	30600
3M <i>Impregum Penta</i>	4196627	31644
Kulzer <i>Moldasynt</i>	1801152	890226

Tab. 17: *in vitro* Scanbodies

Hersteller, Artikelnummer	LOT Nummer	Durchmesser [mm]
nt-Trading, <i>H 9.S3D4.150</i>	00002379	4,1
Kulzer, <i>H10/20 3i Osseo Cert 4.1/5.0</i>	L16H91H01	4,1
Medentika, <i>H 1410</i>	L0028002	4,1

Tab. 18: Längen der nt-Trading Scanbodies

Regio	Soll-Wert [mm]	Ist-Wert [mm]	Abweichung [μm]
16	10,23	10,2346	4,6
14	10,23	10,2344	4,4
24	10,23	10,2373	7,3
26	10,23	10,2362	6,2

Tab. 19: Längen der Kulzer Scanbodies

Regio	Soll-Wert [mm]	Ist-Wert [mm]	Abweichung [μm]
16	10,23	10,2335	3,5
14	10,23	10,2262	3,8
24	10,23	10,2297	0,3
26	10,23	10,2322	2,2

Tab. 20: Längen der Medentika Scanbodies

Regio	Soll-Wert [mm]	Ist-Wert [mm]	Abweichung [μm]
16	11,07	11,0511	18,9
14	11,07	11,0443	25,7
24	11,07	11,0469	23,1
26	11,07	11,0494	20,6

Tab. 21: Längen der Laboranaloga

Regio	Soll-Wert [mm]	Ist-Wert [mm]	Abweichung [μm]
16	11	10,99146	8,54
14	11	10,98625	13,75
24	11	10,99044	9,56
26	11	10,99269	7,31

10.2 Votum der Ethik-Kommission

JUSTUS-LIEBIG



UNIVERSITÄT
GIESSEN

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

Ethik-Kommission, Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie), D-35385 Gießen

Prof. Dr. B. Wöstmann
Zahnärztliche Prothetik
Schlangenzahl 14
35385 Gießen

ETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. H. Tillmanns

Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie)
D-35385 Gießen
Tel.: (0641)99-42470 / 47660
ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 7. August 2017
Dr. Kr./

AZ.: 163/15

Titel: *Klinische Studie zur Messung der Dimensionsstabilität bei digitalen Ganzkieferabformungen und die Entwicklung einer neuen Meßmethode.*

Amendment vom 21.07.17, Eingang 25.07.17

Hier: Genauigkeitsuntersuchungen von Abformungen auf Implantaten

Sehr geehrter Herr Prof. Wöstmann,

Lieber Herr Wöstmann,

die oben genannten Unterlagen wurden gemeinsam mit einem weiteren Mitglied der Kommission, Herrn Apotheker Brumhard am 01.08.17 besprochen. Die Ethik-Kommission hat keine Einwände und stimmt dem Amendment zu.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. H. Tillmanns
Vorsitzender

10.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Aufbau eines wurzelförmigen Implantates am Beispiel eines <i>T3 Non-Platform Switched Certain Tapered</i> Implantates (Biomet 3i, Palms Garden, USA)	3
Abb. 2: Arbeitsschritte für die konventionelle Fertigung von Zahnersatz	5
Abb. 3: Laboranalog mit gleichem inneren Aufbau wie das Implantat, zudem eine Oberfläche für optimale Retention im Gips	6
Abb. 4: Konventionelle und digitale Fertigung von Zahnersatz	14
Abb. 5: Handstück des <i>TRIOS 3</i> Intraoralscanners, mit Kabelanschluss für z. B. einen Laptop	18
Abb. 6: Prinzip der konfokalen Mikroskopie.	19
Abb. 7: Scanbody als Punktwolke (linkes Bild) und polygonisiert (rechtes Bild), seitlich betrachtet	21
Abb. 8: Urmodell ohne und mit Zahnfleischmaske sowie eingeschraubten Scanbodies	33
Abb. 9: Punktberechnung auf dem eingeklebten Implantat in der Referenz- <i>STL</i> -Datei	34
Abb. 10: Aufgespanntes Koordinatensystem im digitalen Modell, Modell von distal betrachtet (x-Achse rot, y-Achse grün, z-Achse blau)	34
Abb. 11: Referenzschlüssel	35
Abb. 12: Abformlöffel beidseitig dargestellt	36
Abb. 13: Abformpfosten <i>IIIC41</i>	36
Abb. 14: Werth <i>TomoScope S</i> während der Vermessung der Scanbodies	37
Abb. 15: Verwendete Scanbodies, von links nach rechts: NT-Trading, Kulzer, Medentika.	38
Abb. 16: Verschlüsseltes Referenzmodell	39
Abb. 17: Scanpfad (Stern: Beginn, dann Würfel; zunächst erster Quadrant, weiße Pfeile beschreiben die Richtung)	41
Abb. 18: <i>Thome Rapid</i> Koordinaten-Messmaschine mit eingespanntem Gipsmodell...	42
Abb. 19: Bestimmung der linearen Abweichung in der <i>GOM Inspect 2018</i> am Beispiel der digitalen Implantatabformung, Modellansicht von unten, Soll - Ist-Vergleich.....	43

Abb. 20: Intraoraler Referenzschlüssel mit der KMM angetastet	45
Abb. 21: Boxplot Diagramm - Vergleich der linearen Abweichung der verwendeten Methoden	51
Abb. 22: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen des Referenzschlüssels	53
Abb. 23: Boxplot Diagramm - Abstandsmessungen des Referenzschlüssels, lineare Abweichungen	54
Abb. 24: Boxplot Diagramm - Winkelabweichungen des Referenzschlüssels	55
Abb. 25: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der konventionellen Abformungen	57
Abb. 26: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der NT-Trading Scanbodies	58
Abb. 27: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der Kulzer Scanbodies	59
Abb. 28: Boxplot Diagramm - Lineare Abweichungen der Medentika Scanbodies	60
Abb. 29: Lineare Abweichungen zwischen den untersuchten <i>in vivo</i> Methoden bei Patient 1	62
Abb. 30: Lineare Abweichungen zwischen den untersuchten <i>in vivo</i> Methoden bei Patient 2	63
Abb. 31: Lineare Abweichungen zwischen den untersuchten <i>in vivo</i> Methoden bei Patient 3	64
Abb. 32: <i>In vivo</i> Gipsmodell, Kennedy Klasse II:1 mit angulierten Implantaten wie beim Referenzmodell	68

10.4 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Studien zum Vergleich von digitalen und konventionellen Abformungen.....	25
Tab. 2: <i>In vitro</i> und <i>in vivo</i> Studien beim Vergleich der Genauigkeit von digitaler und konventioneller Implantatabformung (bzw. der indirekten Digitalisierung).....	27
Tab. 3: p-Werte - lineare Abweichungen der verwendeten Methoden Abkürzungen: S = Referenzschlüssel; K = konventionelle Abformung; SB 1 = NT-Trading Scanbody; SB 2 = Kulzer Scanbody; SB 3 = Medentika Scanbody	51
Tab. 4: p-Werte - lineare Abweichungen der Positionen des Referenzschlüssels.....	53
Tab. 5: p-Werte - Abstandsmessungen des Referenzschlüssels, lineare Abweichungen	54
Tab. 6: p-Werte - Winkelabweichungen des Referenzschlüssels.....	56
Tab. 7: p-Werte - lineare Abweichungen der Positionen der konventionellen Abformungen.....	57
Tab. 8: p-Werte - lineare Abweichungen der NT-Trading Scanbodies.....	58
Tab. 9: p-Werte - lineare Abweichungen der Kulzer Scanbodies	59
Tab. 10: p-Werte - lineare Abweichungen der Medentika Scanbodies	60
Tab. 11: p-Werte der linearen Abweichungen bei Patient 1	62
Tab. 12: p-Werte der linearen Abweichungen bei Patient 2	63
Tab. 13: p-Werte der linearen Abweichungen bei Patient 3	65
Tab. 14: <i>In vitro</i> Implantate.....	108
Tab. 15: <i>In vitro</i> Abformpfosten und Laboranaloga.....	108
Tab. 16: <i>In vitro</i> Abformmaterial und Gips.....	108
Tab. 17: <i>in vitro</i> Scanbodies	108
Tab. 18: Längen der nt-Trading Scanbodies	109
Tab. 19: Längen der Kulzer Scanbodies.....	109
Tab. 20: Längen der Medentika Scanbodies	109
Tab. 21: Längen der Laboranaloga.....	109

11 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

(Jan-Wilhelm Billig)

12 Danksagung

Allen voran möchte ich mich bei meinem Doktorvater *Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für die Überlassung des Themas sowie die stets konstruktive und hilfreiche Unterstützung während der Anfertigung der Arbeit bedanken.

Prof. Dr. Peter Rehmann danke ich für die Unterstützung bei allen Fragen und für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Dr. Alexander Schmidt danke ich für seine umfassende Betreuung sowie den fachlichen Austausch während der Vorversuche sowie der Anfertigung der Arbeit.

Der *Fa. Werth Messtechnik, Gießen* und *Dipl.-Phys. Oliver Weller* danke ich für die Möglichkeit und Durchführung der CT-Vermessung von Referenzmodell, Laboranaloga und der Scanbodies.

Der *Fa. Bretthauer, Dillenburg* und *Zahntechnik Eisenach* danke ich für die Herstellung von Referenzmodell, Referenzschlüssel und den individuellen Löffeln.

ZÄ Iliyana Licheva und *ZA Martin Kuhl* danke ich für die Hilfe bei der klinischen Durchführung.

Dipl.-Ing. Michael Köhl danke ich für die Einarbeitung in die technischen Geräte sowie die stets unmittelbare Hilfe bei allen technischen Fragestellungen.

Dr. Johannes Hermann danke ich für die statistische Beratung und Auswertung.

Daniela Jensen danke ich für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Freundin Ricarda, meiner Familie und allen meinen Freunden bedanken. Ohne euer Interesse, eure große Unterstützung und Wertschätzung wäre mein Lebensweg nicht der gleiche gewesen und ich stünde nicht dort, wo ich jetzt stehe.

13 Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen Version der Arbeit entfernt.